

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in INGEGNERIA MECCANICA

**Progettazione di dispositivo a cavi per la
riabilitazione del polso**



Relatori:

Prof. Giuseppe Quaglia

Prof.ssa Carmen Visconte

Candidato:

Mattia Verutti

A.A. 2021/2022

Ottobre 2022

Abstract

La riabilitazione assistita da robot si è rivelata efficace nella pratica clinica, non solo per la sua capacità di eseguire terapie riabilitative ripetitive e intensive, ma anche perché l'esito della riabilitazione non è influenzato dalla mancanza di terapisti esperti o dalla loro stanchezza dovuta alle lunghe e ripetitive sessioni riabilitative. Diverse soluzioni robotiche sono state proposte nel tempo, ma raramente queste soluzioni hanno avuto successo, in particolare a causa dell'eccessivo ingombro ed al disagio indotto sul paziente. Questo testo propone la sintesi di un robot di tipo parallelo, per la riabilitazione dell'articolazione del polso, che sia indossabile e che venga azionato da cavi. Nello specifico, la sintesi si concentra sulla definizione di un opportuno indice di efficienza per massimizzare la forza utile necessaria durante i movimenti elementari di flessione-estensione, deviazione radiale-ulnare e pronazione-supinazione, limitando così la forza di attuazione richiesta ai motori. Successivamente, mediante analisi cinematiche e quasi-statiche del sistema, si è proceduto con la scelta e dimensionamento degli elementi di attuazione e trasmissione del moto. Infine, nella sezione dedicata alla progettazione esecutiva, si illustrano le soluzioni costruttive adottate per rendere il dispositivo compatto e leggero.

Indice

1. Introduzione	4
1.1 Tema generale e riabilitazione robotica	4
1.2 Percorso riabilitativo tradizionale	5
1.3 Riabilitazione e angoli di movimento	7
1.4 Descrizione della soluzione progettuale proposta	10
2. Sintesi preliminare del dispositivo	14
2.1 Matrici di trasformazione omogenea	14
2.2 Parametri dimensionali e indice di trasmissione	15
2.3 Soluzione progettuale A	21
2.4 Soluzione progettuale B	39
2.5 Confronto tra indici di trasmissione per le diverse soluzioni	45
2.6 Funzioni analitiche dell'indice di trasmissione	47
3. Analisi cinematica e dinamica del dispositivo	51
3.1 Flusso di potenza nel dispositivo proposto	51
3.2 Cinematica del dispositivo	55
3.2.1 Velocità lineare massima	55
3.2.2 Andamento completo della velocità lineare	58
3.2.3 Dimensionamento preliminare pulegge	61
3.3 Dinamica del dispositivo	64
3.4 Caratteristiche di potenza	78
3.4.1 Rappresentazione grafica caratteristiche potenza	78
3.4.2 Valore ottimale del parametro $d1$	82
3.4.3 Dimensionamento del sistema di attuazione	85
4. Progettazione esecutiva	91
4.1 Telaio fisso	95
4.2 Telaio mobile	97
4.3 Sistema di azionamento	100
4.4 Sistema di rilevamento tensione dei cavi	103
4.5 Tutore	107
5. Conclusioni	109
6. Bibliografia	113
7. Allegati:	115
8. Ringraziamenti	

1. Introduzione

1.1 Tema generale e riabilitazione robotica

Studi clinici riportano che circa tre quarti della popolazione in età lavorativa soffre di lesioni agli arti superiori di varia gravità [1]. La metà di questi casi riguarda lesioni all'avambraccio e al polso, mentre circa un terzo delle fratture ossee coinvolge l'articolazione del polso [2]. Le attività riabilitative frequenti e intensive consentono il recupero della mobilità articolare dopo un periodo di immobilità e la capacità di recuperare la manualità nelle attività della vita quotidiana (*ADL*) [1], [2]. Tuttavia, attività riabilitative così intense e dispendiose in termini di tempo necessitano di un gran numero di terapeuti, e, vista l'assenza di una così ampia platea di specialisti, è a rischio l'esito del recupero. Inoltre, a causa del generale invecchiamento della popolazione, si prevede un ulteriore aumento della necessità di cure riabilitative e di personale dedicato.

In questo contesto, la riabilitazione robotica ha recentemente acquisito crescente interesse per la possibilità di ripetere accuratamente i movimenti necessari alla riabilitazione senza l'intervento diretto del terapeuta. Sono stati condotti molti studi clinici rilevanti basati su questi robot, che confermano l'efficacia della riabilitazione assistita da robot [3], [4]. Nello studio [5] sono riportati diversi dispositivi robotici per la riabilitazione del polso che lavorano sperimentalmente su casi clinici. Gli autori hanno diviso i dispositivi robotici in due categorie principali: *end-effector* e robot esoscheletrici. Nel primo caso, la mano del paziente afferra l'effettore finale e viene guidata nei suoi movimenti. Nel secondo caso, le articolazioni del dispositivo robotico imitano quelle del paziente, consentendo di indossare il dispositivo, anche se la maggior parte delle soluzioni di esoscheletro sono fissate a terra.

Sebbene i robot *end-effector* possano facilmente raggiungere i gradi di libertà (*DoF*) desiderati, l'applicazione di forze e coppie precise è complessa poiché le loro articolazioni non corrispondono a quelle del paziente [5]. Viceversa, i robot esoscheletrici consentono un efficace esercizio delle forze dovuto all'accoppiamento articolare, ma è più complesso ottenere molti *DoF*. In questo caso occorre prestare particolare attenzione al corretto allineamento dei giunti, altrimenti si generano forze indesiderate che possono danneggiare il giunto [6]. Di recente, quindi, alcune soluzioni hanno proposto meccanismi di cedimento per compensare il disallineamento [7] – [9]. Inoltre, entrambe le soluzioni utilizzano generalmente attuatori rigidi che rendono la struttura rigida, scomoda e pesante sicché si rende necessario fissare i dispositivi ad un piano di appoggio [10].

Di fronte a queste criticità, questo documento propone lo sviluppo preliminare di una *soluzione end-effector*, 3 DoF guidata da cavo che sia anche indossabile, compatta, leggera e non richieda supporto esterno.

La trattazione avrà quindi l'obiettivo di progettare un dispositivo che permetta una riabilitazione più flessibile rispetto a quelle esistenti: i paradigmi su cui si baserà lo sviluppo del dispositivo saranno leggerezza, compattezza e indossabilità. La riabilitazione in questo caso non dovrà quindi essere per forza svolta in uno studio fisioterapico specializzato ma il dispositivo potrà essere lasciato al paziente che, dopo un set up iniziale, potrà condurre la riabilitazione presso la propria abitazione.

1.2 Percorso riabilitativo tradizionale

La riabilitazione del polso si compone di diversi passaggi, variabili in funzione del tipo di lesione in esame; nel percorso riabilitativo classico si osserva un continuo aumento degli angoli di movimento che il paziente può spaziare con il movimento del polso, passando da un'assenza di movimento iniziale fino al recupero completo della mobilità articolare. È possibile dividere il percorso di riabilitazione del paziente in due fasi, caratterizzate dagli angoli di movimento descritti:

-*Active Range Of Motion*, in questa fase gli angoli di movimento dell'articolazione sono limitati ed è il paziente a dover attuare attivamente il movimento;

-*Passive Range Of Motion*, in questa fase l'articolazione è forzata verso angoli di movimento che non sono raggiungibili attivamente dal paziente

Il dispositivo in esame dovrà quindi essere sviluppato per permettere tutte le fasi della riabilitazione. Questi intervalli di movimento fanno riferimento alle tre rotazioni caratteristiche che il polso permette, queste sono:

1. Prono-supinazione
2. Flesso-estensione
3. Deviazione radio-ulna

Il polso è costituito infatti da due articolazioni primarie l'articolazione radio-carpale e l'articolazione del medio-carpo che permettono al polso di effettuare le tre rotazioni suddette: una rotazione nel piano sagittale detta flesso-estensione, una rotazione nel piano frontale detta deviazione ulna radio e un'ultima rotazione detta prono-supinazione che coinvolge non solo il polso ma tutto l'avambraccio. I movimenti sono rappresentati nella figura 1.



Figura 1. Rappresentazione dei gradi di libertà assicurati dal polso

Per visualizzare queste rotazioni viene rappresentato, in figura 2, un semplice sistema di riferimento centrato sul polso del braccio destro di un paziente:

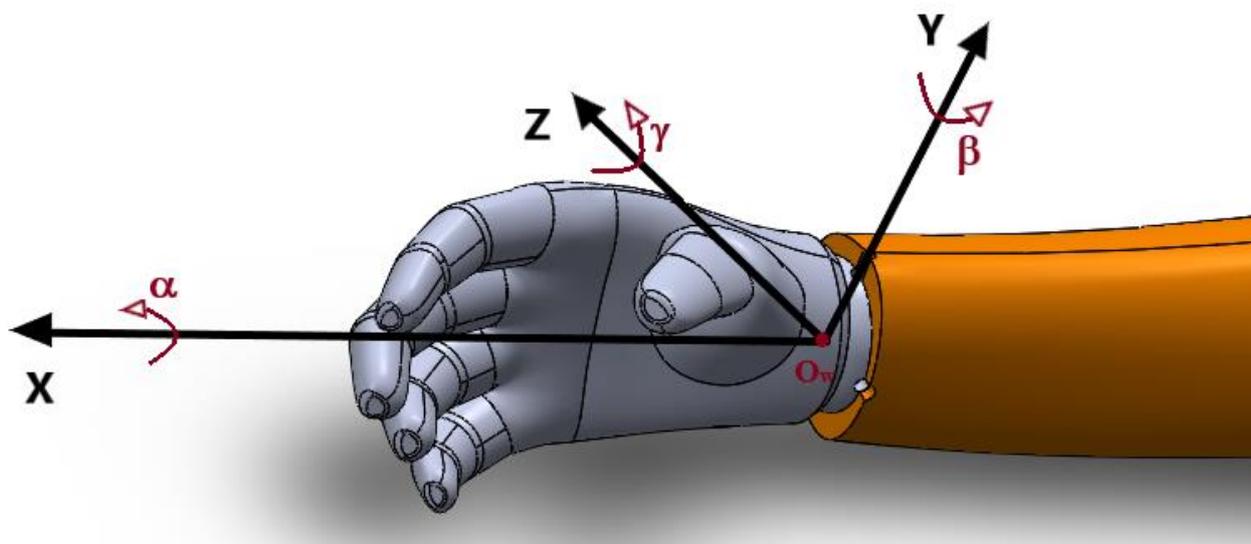


Figura 2. Sistema di riferimento centrato sul polso

In figura 2 si osserva che, l'asse X si sviluppa lungo la direzione del braccio e con verso uscente dalla mano, gli altri assi sono assegnati con la regola della mano destra. Nell'immagine sono anche descritti gli angoli di movimento associati alla rotazione considerata positiva (sempre con la regola della mano destra). I movimenti descritti in precedenza possono essere associati alle relative rotazioni con verso positivo o negativo rispetto agli assi assegnati, nello specifico si osserva:

$\alpha > 0$	SUPINAZIONE	$\alpha < 0$	PRONAZIONE
$\beta > 0$	FLESSIONE	$\beta < 0$	ESTENSIONE
$\gamma > 0$	DEVIAZIONE RADIO	$\gamma < 0$	DEVIAZIONE ULNA

Tabella 1. Angoli di rotazione associati al movimento specifico

1.3 Riabilitazione e angoli di movimento

L'obiettivo ultimo della riabilitazione del polso è riportare il paziente alla condizione precedente all'evento traumatico e quindi con la migliore mobilità articolare possibile, quella definita per natura. Per poter definire la configurazione ottimale del dispositivo risulta quindi necessario conoscere i normali intervalli di movimento che l'articolazione permette di far spaziare ad un essere umano adulto. Da qui la necessità di svolgere una ricerca in letteratura scientifica proprio sulle capacità motorie assicurate dal polso. Gli studi analizzati sono stati molteplici, nello specifico, gli studi [11], [12], [13], [14], [15] presenti in bibliografia e le differenze tra angoli spaziati possono essere sostanziali; la dispersione di questi valori è dovuta essenzialmente da due fattori cioè da come viene effettuata la prova di misura e dalle condizioni dei pazienti (con principale riferimento all'età degli stessi e le precedenti storie cliniche).

Per dare un'idea dei valori disponibili in letteratura sono riportati i valori di intervallo di movimento disponibili negli studi analizzati nelle tabelle 2a e 2b; le tabelle sono divise unicamente per comodità grafica:

STUDIO ANALIZZATO	ESTENSIONE	FLESSIONE	DEV.RADIO
[11] <i>'Kinesiology of the musculoskeletal' second edition - Neumann Donald A.</i>	60° / 70°	85°	15° / 20°
[12] <i>'Functional ranges of motion of the wrist joint' - Ryu JY, Cooney WP 3°, Askew LJ</i>	60°	54°	17°
[13] <i>'Range of joint motion evaluation chart' - Department of Social & Health Services (Washington State)</i>	60°	60°	20°
[14] <i>'A cable driven 3-dof wrist rehabilitation Exoskeleton With Improved Performance' - Ke Shi, Aiguo Song, Ye Li, Huijun Li, Dapeng Chen and Lifeng Zhu</i>	54°	60°	19°

[15] ' <i>ADLs – Activities of daily living</i> ' - Neumann Donald A.	40°	40°	10°
---	-----	-----	-----

Tabella 2a. Angoli di rotazione reperiti in letteratura

STUDIO ANALIZZATO	DEV. ULNA	PRONAZIONE	SUPINAZIONE
[11] ' <i>Kinesiology of the musculoskeletal second edition</i> ' - Neumann Donald A.	35° / 40°	75°	85°
[12] ' <i>Functional ranges of motion of the wrist joint</i> ' - Ryu JY, Cooney WP 3°, Askew LJ	40°	/	/
[13] ' <i>Range of joint motion evaluation chart</i> ' - Department of Social & Health Services (Washington State)	30°	80°	80°
[14] ' <i>A cable driven 3-dof wrist rehabilitation Exoskeleton With Improved Performance</i> ' - Ke Shi, Aiguo Song, Ye Li, Huijun Li, Dapeng Chen and Lifeng Zhu	33°	85°	70°
[15] ' <i>ADLs – Activities of daily living</i> ' - Neumann Donald A.	30°	/	/

Tabella 2b. Angoli di rotazione reperiti in letteratura

Gli angoli reperiti negli studi [11], [12] e [13], sono quelli massimi raggiungibili nei vari tipi di movimento; questi sono valori riferiti a casi specifici che risentono della variabilità dovuta alle differenze che intercorrono tra le popolazioni campionate. Negli studi [14] e [15], sono definiti gli angoli di *ADLs* (*activities of daily living*) nonché gli angoli che sono usualmente raggiunti da un soggetto qualunque nello svolgimento delle attività quotidiane. È facile intuire il motivo per cui i valori presentati in seguito sono minori di quelle esposti in precedenza.

Sono presi come riferimento per le *ADLs*, i valori esposti nello studio [14]: questi angoli di movimento sono ritenuti più affidabili essendo che lo studio che li propone sviluppa un dispositivo analogo a quello in esame. Quest'ultimo è un dispositivo a quattro cavi ma non trasportabile ed indossabile, la trattazione ha infatti l'obiettivo di superare, come detto in precedenza, proprio questo vincolo. Nello specifico il dispositivo ha la parte che avvolge il braccio del paziente sostenuta da un'asta fissa al terreno, ed il sistema di azionamento è collocato a terra. Si propone una rappresentazione del dispositivo proposto dallo studio [14] in figura 3.

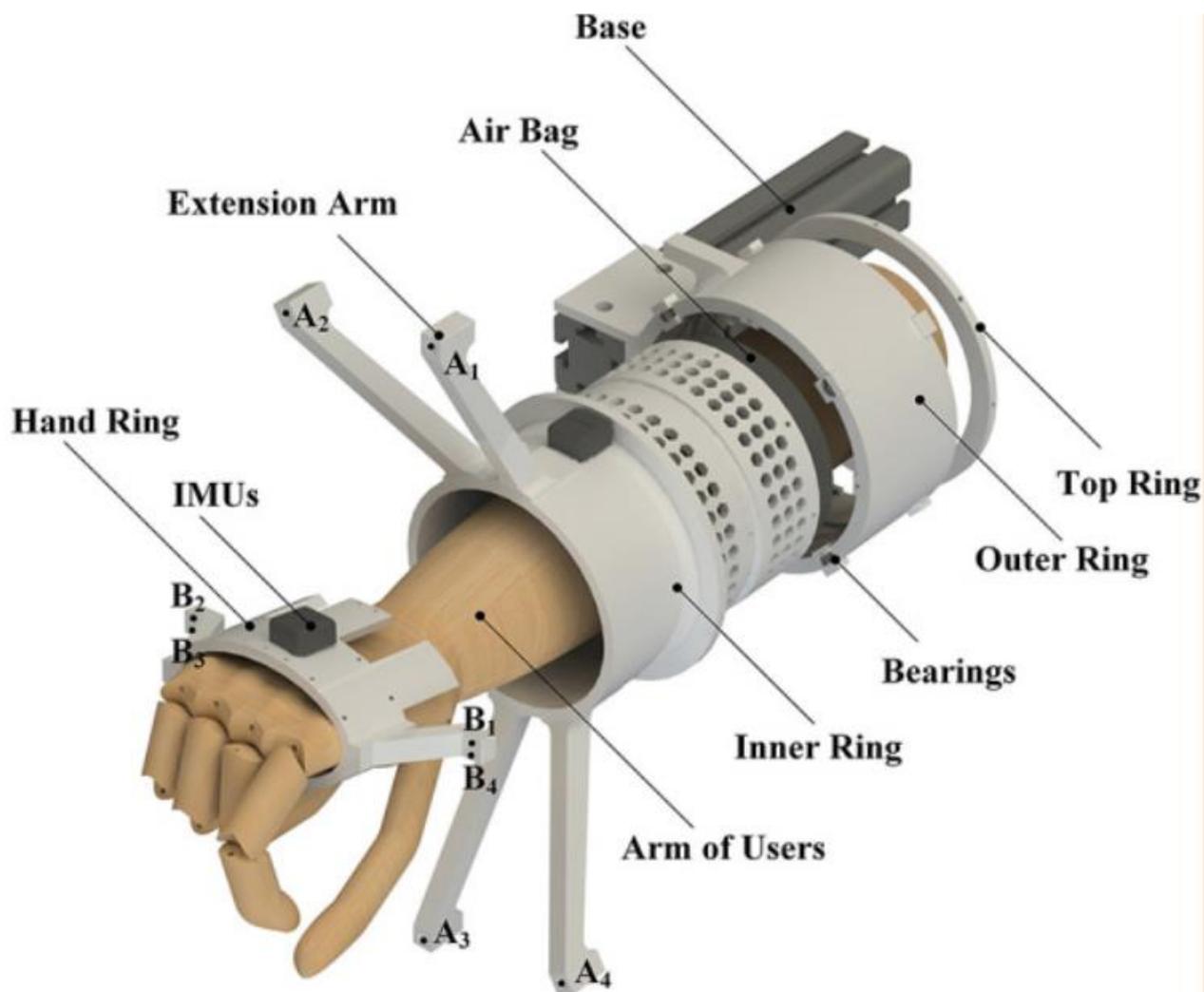


Figura 3. Dispositivo a cavi proposto dallo studio [14]

Il dispositivo che si intende progettare dovrà quindi garantire il raggiungimento di questi valori di angoli di movimento senza che si generi interferenza tra cavi e dispositivo o cavi e paziente e che i valori di forze risultanti sul braccio e sul polso del paziente superino determinati valori limite.

1.4 Descrizione della soluzione progettuale proposta

La soluzione progettuale proposta per implementare un dispositivo leggero, compatto e indossabile è rappresentata in figura 4.

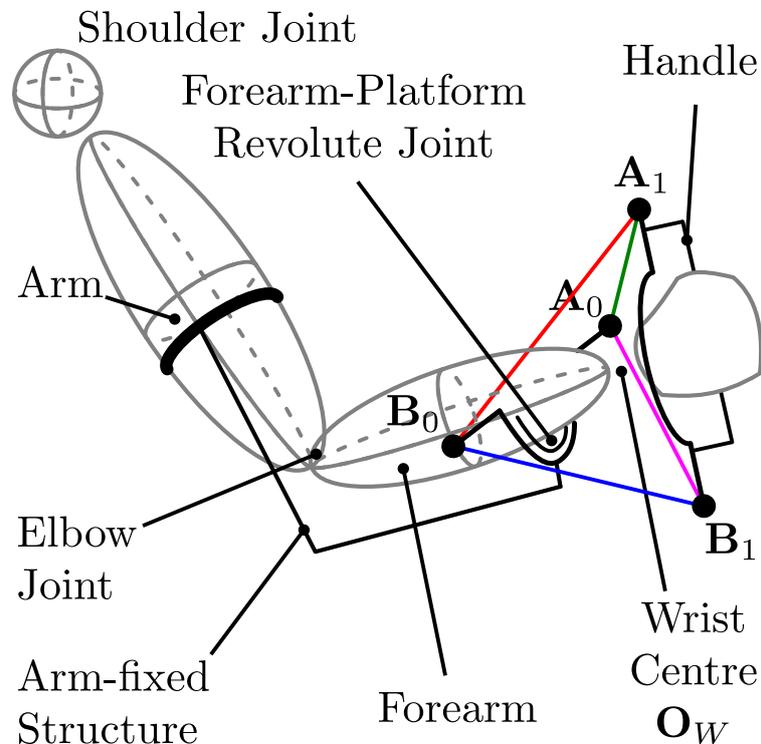


Figura 4. Rappresentazione preliminare della soluzione proposta

I costituenti fondamentali del dispositivo:

- Elementi strutturali
- Sistema di azionamento e alimentazione
- Sensoristica

Gli elementi strutturali sono costituiti principalmente da una piattaforma fissa di estremi A_0 e B_0 , una mobile di estremi A_1 e B_1 e quattro cavi che collegano le estremità delle piattaforme. La prima piattaforma è detta fissa in quanto non è vincolata dal movimento dell'avambraccio ma è collegata alla parte superiore del braccio considerato come il vincolo fisso nello spazio. Un giunto per la rotazione relativa sarà presente in corrispondenza del gomito, permettendo la massima mobilità al paziente. Tra avambraccio e piattaforma fissa è presente una coppia rotoidale che permette la rotazione relativa; è quindi chiaro che il movimento di prono-supinazione non andrà a far variare l'orientazione della piattaforma fissa rispetto al braccio. La coppia rotoidale permette al sistema di avere un grado di libertà in più che garantisce la possibilità di effettuare il movimento di prono-supinazione, quest'ultimo infatti non interessa unicamente il polso ma anche l'avambraccio. La seconda piattaforma è vincolata alla mano, quindi applicando una rotazione della stessa tramite il

tensionamento dei cavi sarà possibile ottenere i movimenti riabilitativi voluti; la piattaforma è detta mobile in quanto si muove con la mano stessa. Una maniglia permette il migliore ancoraggio della mano del paziente al dispositivo. I cavi sono quattro, il numero minimo per gestire le tre rotazioni volute; sono descritti dagli estremi che li definiscono, nello specifico:

CAVO n	DENOMINAZIONE
Cavo 1	$A_0 A_1$
Cavo 2	$B_0 A_1$
Cavo 3	$A_0 B_1$
Cavo 4	$B_0 B_1$

Tabella 2. Assegnazione della denominazione dei cavi

Inizialmente, andando a considerare i movimenti singoli e non le combinazioni degli stessi, è facile intuire che, per azionare una rotazione, tutti i cavi saranno messi in tensione, ma solo una determinata coppia di cavi subirà un intenso tensionamento. Inoltre, se per una rotazione positiva si attiva il tensionamento di una coppia di cavi allora per attivare la rotazione in senso opposto si metterà in tensione la coppia di cavi opposta alla precedente. Questo aspetto è descritto dalle immagini nella figura 5 sottostante, le quali permettono inoltre di comprendere quali cavi è necessario mettere in tensione per attivare il movimento voluto. Il comportamento è inoltre riassunto in tabella 3:

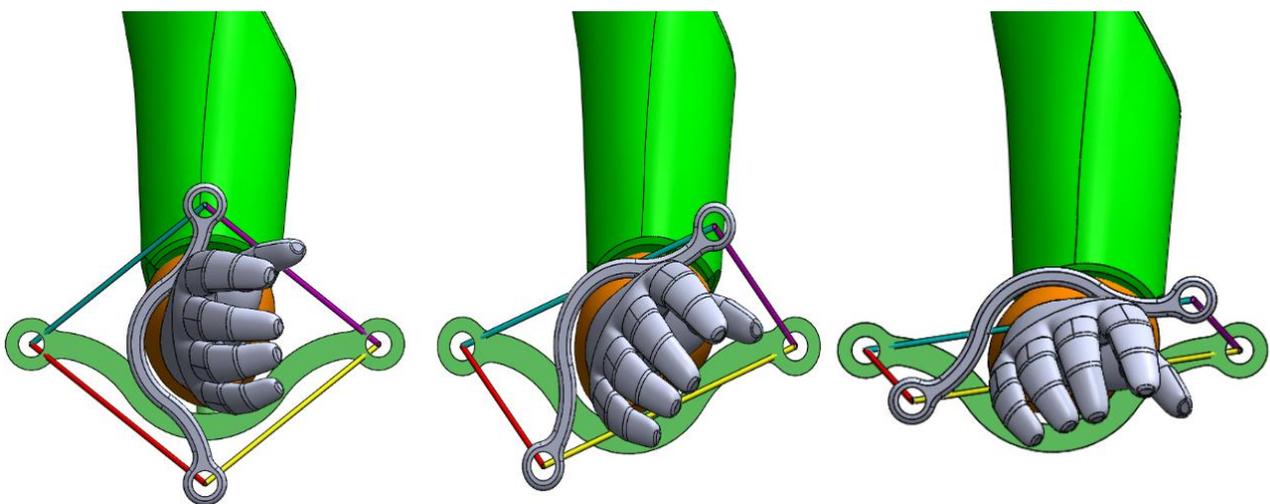


Figura 5a. Rappresentazione del movimento di pronazione

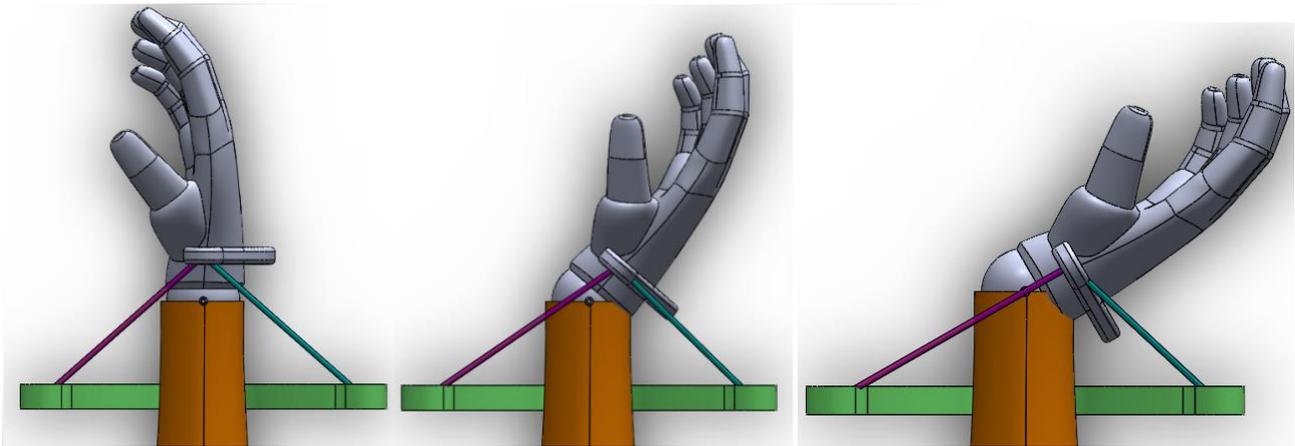


Figura 5b. Rappresentazione del movimento di estensione

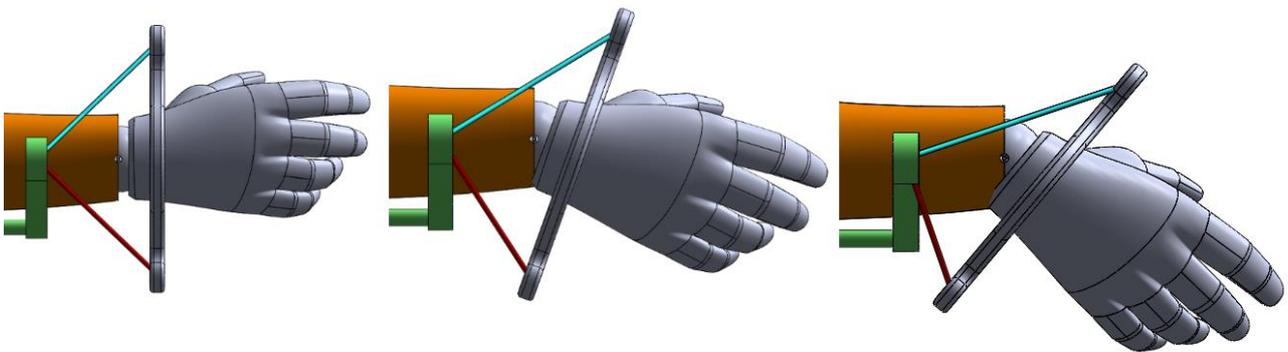


Figura 5c. Rappresentazione del movimento di deviazione ulna

MOVIMENTO EFFETTUATO	CAVI A INTENSO TENSIONAMENTO
Pronazione	Cavo 1 + cavo 4
Supinazione	Cavo 2 + cavo 3
Flessione	Cavo 1 + cavo 3
Estensione	Cavo 2 + cavo 4
Deviazione radio	Cavo 1 +cavo 2
Deviazione ulna	Cavo 3 + cavo 4

Tabella 3. Cavi azionati a seconda del movimento voluto

Nella realtà del dispositivo si renderà necessario mettere sempre tutti e quattro i cavi in tensione e, risolvendo un sistema di equazioni, trovare i valori di tensione per singolo cavo necessari per effettuare un determinato movimento riabilitativo. Le tensioni definite devono inoltre minimizzare le forze di reazione lungo gli assi principali, che sono a carico del paziente. I cavi che non partecipano direttamente ad un movimento singolo hanno infatti il compito di gestire la fase di arresto dello stesso

essendo “opposti”, per evitare che il meccanismo ecceda rispetto ai valori di angoli di rotazione definiti dal percorso riabilitativo. Il sistema di azionamento sarà costituito da quattro motori, uno per ogni cavo, che gestiscono la messa in tensione degli stessi. Una puleggia sarà vincolata all’albero uscente dal motore e, ruotando con esso, avvolgerà il cavo di riferimento mettendolo in tensione. Gestendo la coppia erogata dal motore sarà possibile definire l’entità del valore di tensione al singolo cavo. La corrente ai motori sarà erogata da un’alimentazione a batteria, posizionata sul braccio. Il sistema sarà inoltre dotato di un controllo ad anello chiuso che permetterà, grazie ai feedback provenienti dai sensori, di confrontare la tensione realizzata con quella desiderata e correggerla opportunamente. La differenza tra i valori di tensione genererà infatti un segnale di errore che, opportunamente elaborato dall’unità di controllo, correggerà il valore di tensione effettivamente realizzato. In figura 6 viene proposto uno schema a blocchi rappresentante il comportamento del dispositivo:

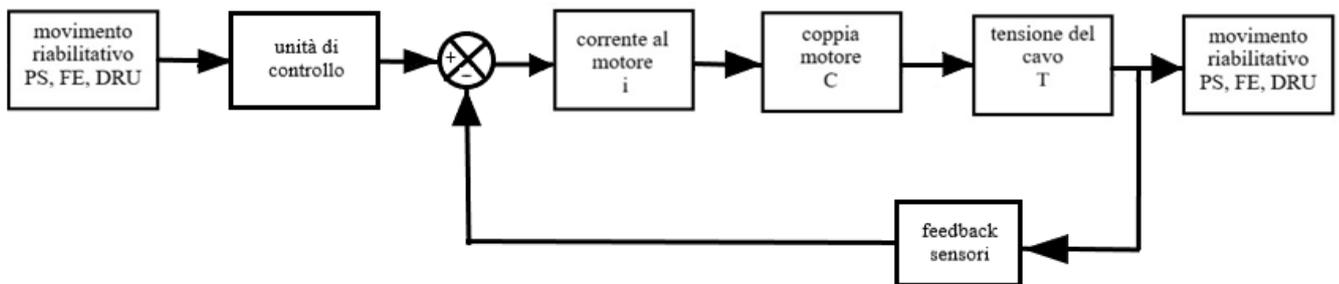


Figura 6. Diagramma a blocchi sistema di attuazione

I sensori che si rende necessario inserire per un controllo ottimale del dispositivo sono:

- Encoder rotativo
- Cella di carico

Gli encoder rotativi saranno posizionati sull’albero di ogni motore utilizzato, e possono essere utilizzati per risalire alla posa della piattaforma mobile, le celle di carico, opportunamente posizionate, permetteranno la misura della tensione ai cavi durante i movimenti riabilitativi.

2. Sintesi preliminare del dispositivo

2.1 Matrici di trasformazione omogenea

Per procedere con la sintesi del dispositivo, si rende necessario definire dei sistemi di riferimento. Vista la soluzione progettuale proposta si definiscono tre sistemi di riferimento: il primo $\{X, Y, Z\}$ è solidale alla piattaforma fissa, il secondo $\{x, y, z\}$ ruota dell'angolo di prono-supinazione rispetto al precedente ed è ancorato al centro del polso; infine, l'ultimo sistema di riferimento $\{x, y, z\}$ è solidale alla piattaforma mobile e, rispetto al precedente s.d.r., è ruotato degli angoli di flessione-estensione e deviazione radio-ulna. Lo schema di riferimento è disponibile in figura 7.

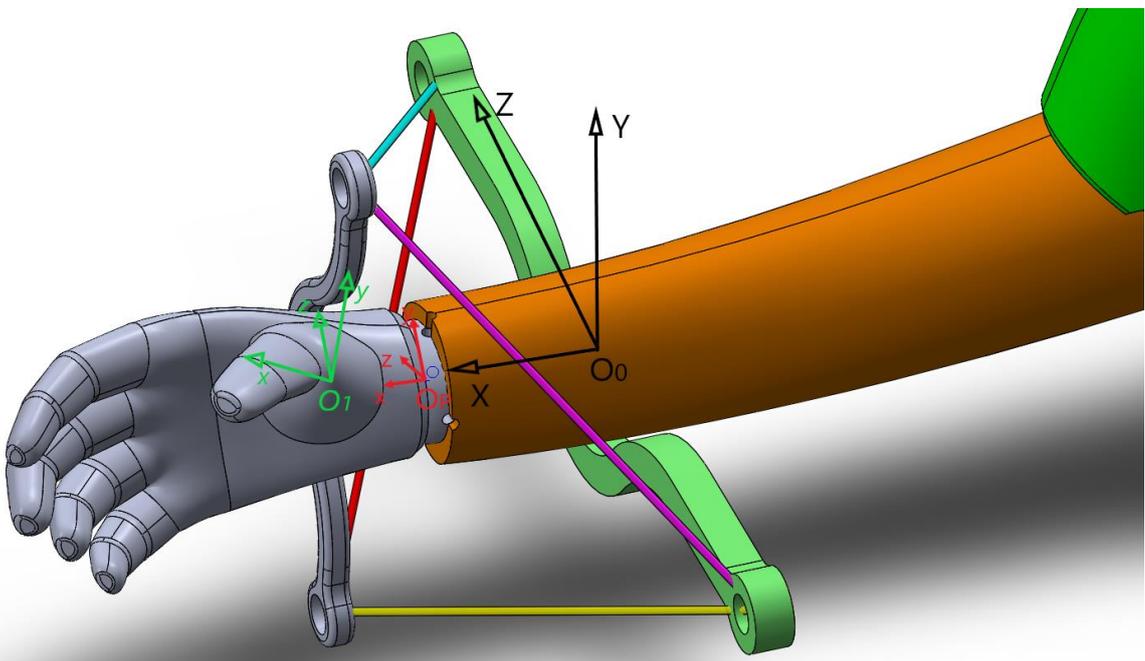


Figura 7. Vista assometrica del dispositivo applicato all'arto del paziente, con i sistemi di riferimento

Per poter effettuare qualsiasi tipo di analisi sul dispositivo, si rende necessario riferire tutti i punti notevoli del dispositivo rispetto allo stesso sistema di riferimento. Volendo caratterizzare le due piattaforme occorre essenzialmente descrivere, rispetto ai sistemi di riferimento, i punti di ancoraggio dei cavi. Per i punti di ancoraggio della piattaforma fissa sarà elementare una descrizione rispetto al s.d.r. fisso $\{X, Y, Z\}$, per inverso, una descrizione elementare dei punti di ancoraggio della piattaforma mobile sarà possibile sul s.d.r. mobile $\{x, y, z\}$.

Per il corretto svolgere della trattazione, si renderà necessario riferire tutte le misure caratteristiche del dispositivo, al sistema di riferimento mobile. Vengono quindi utilizzate, per risolvere questo aspetto, le matrici di trasformazione omogenea. Le matrici di trasformazione, infatti, si utilizzano per rendere omogenee delle valutazioni geometriche associate a s.d.r. diversi. Nel nostro caso specifico, la matrice di trasformazione che permette di riferire le coordinate dei punti di ancoraggio della

piattaforma fissa rispetto al s.d.r. fisso nelle coordinate valutate nel s.d.r. mobile, dovrà tenere conto delle rotazioni reciproche tra i sistemi di riferimento e lo scostamento che essi hanno rispetto all'asse longitudinale che si sviluppa lungo l'avambraccio. Tutte le informazioni per il calcolo delle matrici di trasformazione sono state ricavate dal riferimento bibliografico [16]. I risultati ottenuti sono unicamente funzionali ai calcoli sui quali la trattazione regge, non sono quindi elencati tutti i passaggi effettuati ma viene riportata la relazione cardine tra le grandezze dei due sistemi di riferimento:

- Da s.d.r mobile $\{x, y, z\}$ a s.d.r. fisso $\{X, Y, Z\} \rightarrow \vec{X} = [MT] \cdot \vec{x}$

$$MT = \begin{bmatrix} \cos(\beta) \cos(\gamma) & -\cos(\beta) \sin(\gamma) & \sin(\beta) & Q d_1 + d_1 \cos(\beta) \cos(\gamma) \\ \cos(\alpha) \sin(\gamma) + \cos(\gamma) \sin(\alpha) \sin(\beta) & \cos(\alpha) \cos(\gamma) - \sin(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) & -\cos(\beta) \sin(\alpha) & d_1 \cos(\alpha) \sin(\gamma) + d_1 \cos(\gamma) \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ \sin(\alpha) \sin(\gamma) - \cos(\alpha) \cos(\gamma) \sin(\beta) & \cos(\gamma) \sin(\alpha) + \cos(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) & \cos(\alpha) \cos(\beta) & d_1 \sin(\alpha) \sin(\gamma) - d_1 \cos(\alpha) \cos(\gamma) \sin(\beta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- Da s.d.r fisso $\{X, Y, Z\}$ a s.d.r. mobile $\{x, y, z\} \rightarrow \vec{x} = [MT]^{-1} \cdot \vec{X}$

$$MT = \begin{bmatrix} \cos(\beta) \cos(\gamma) & -\cos(\beta) \sin(\gamma) & \sin(\beta) & Q d_1 + d_1 \cos(\beta) \cos(\gamma) \\ \cos(\alpha) \sin(\gamma) + \cos(\gamma) \sin(\alpha) \sin(\beta) & \cos(\alpha) \cos(\gamma) - \sin(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) & -\cos(\beta) \sin(\alpha) & d_1 \cos(\alpha) \sin(\gamma) + d_1 \cos(\gamma) \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ \sin(\alpha) \sin(\gamma) - \cos(\alpha) \cos(\gamma) \sin(\beta) & \cos(\gamma) \sin(\alpha) + \cos(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma) & \cos(\alpha) \cos(\beta) & d_1 \sin(\alpha) \sin(\gamma) - d_1 \cos(\alpha) \cos(\gamma) \sin(\beta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1}$$

2.2 Parametri dimensionali e indice di trasmissione

Compresi quali valori di angoli di movimento e come riferire da diversi sistemi di riferimento le misure, si rende necessario attuare, si procede con il proporzionamento dei componenti principali del dispositivo. Questi ultimi sono le due piattaforme, quella fissa e quella mobile: con le loro dimensioni definiscono infatti la posizione nello spazio dei punti di ancoraggio dei cavi e di conseguenza l'efficacia degli stessi nella realizzazione dei movimenti riabilitativi. Nelle rappresentazioni delle figure 8-10, sono proposte alcune viste del dispositivo nella sua forma elementare, cioè non sono presenti la coppia rotoidale, che permette la rotazione traavambraccio e piattaforma fissa, la maniglia e il sistema di attuazione:

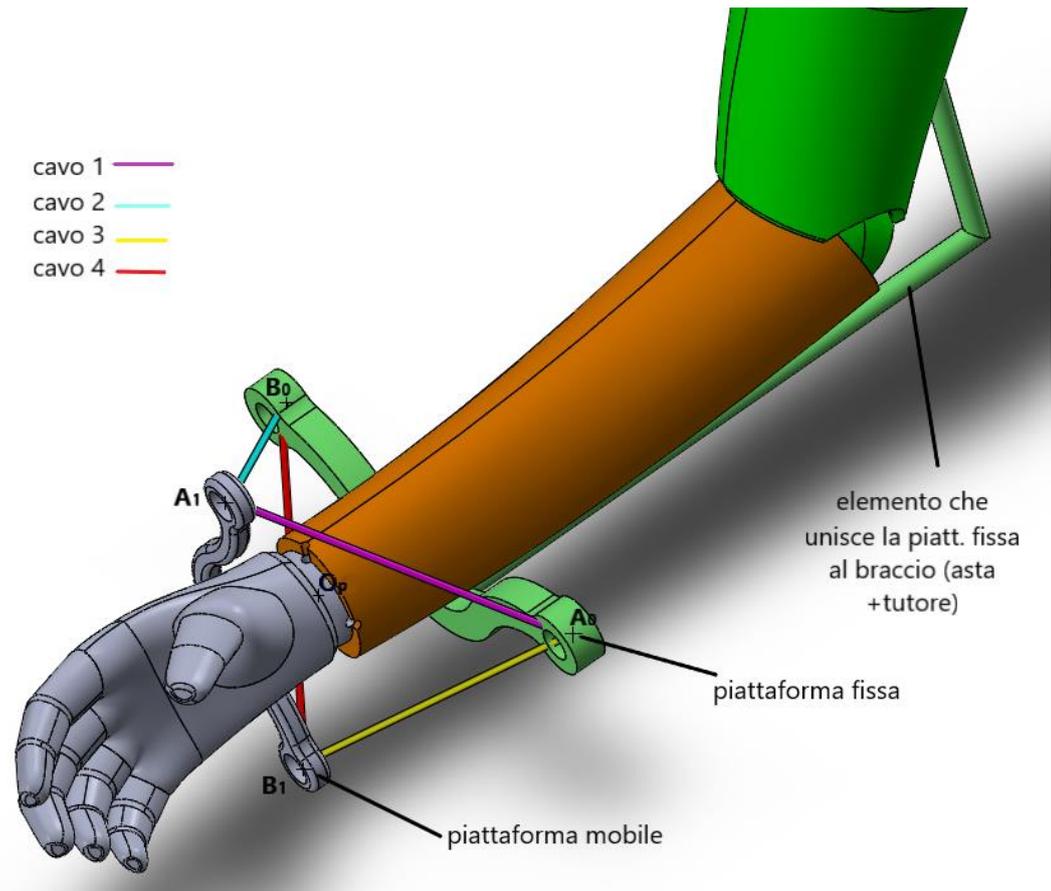


Figura 8. Vista assonometrica delle parti principali del dispositivo applicate al sistema mano-avambraccio-braccio

I punti di ancoraggio sono unici per ogni coppia di cavi, questo non può essere vero dal punto di vista costruttivo: lo strisciamento tra i cavi porterebbe gli stessi a rottura prematura. La semplificazione così definita permette di agevolare lo studio successivo senza allontanare lo stesso da quella che sarà la realtà finale del dispositivo. Si propongono ora le quote delle parti descritte in figura 6, caratterizzandole su due viste:

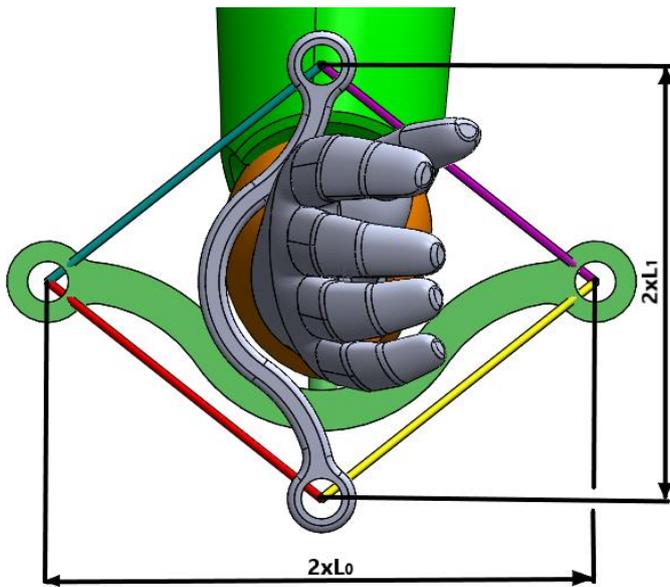


Figura 9. Vista frontale

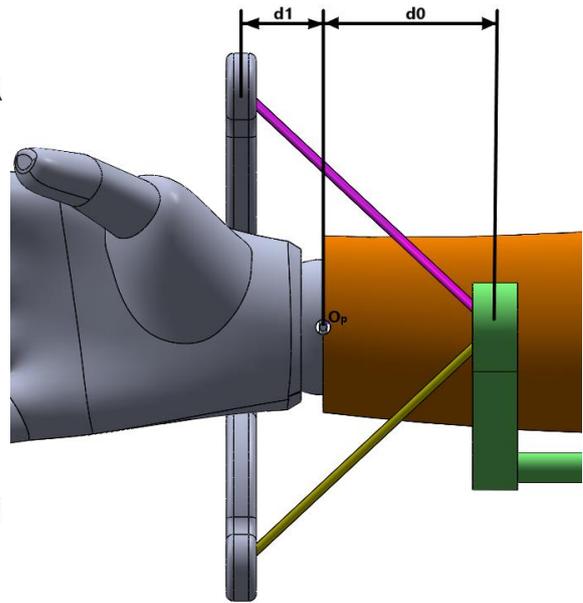


Figura 10. Vista laterale

Come si può osservare dalle figure 6-8, le quote fondamentali del dispositivo sono la semi-lunghezza delle piattaforme e la loro distanza dal centro del polso. Si ha:

- L_0 : semi-lunghezza della piattaforma fissa, coincidente con la lunghezza del segmento $A_0 B_0$
- L_1 : semi-lunghezza della piattaforma mobile, coincidente con la lunghezza del segmento $A_1 B_1$
- d_0 : distanza lungo l'asse longitudinale dell'avambraccio tra centro del polso e piattaforma fissa
- d_1 : distanza lungo l'asse longitudinale dell'avambraccio tra centro del polso e piattaforma mobile

Definite le dimensioni caratteristiche del dispositivo occorre stabilire quale sia il parametro guida della progettazione. Per poter effettuare un movimento riabilitativo occorre mettere in tensione determinati cavi, come detto in precedenza, ma a causa della geometria del dispositivo, non tutta la forza applicata al cavo si traduce in un effetto utile per il movimento. Per comprendere meglio questo aspetto si consideri il dispositivo con dimensioni generiche e pronto a far realizzare al paziente il movimento di pronazione, come in figura 11:

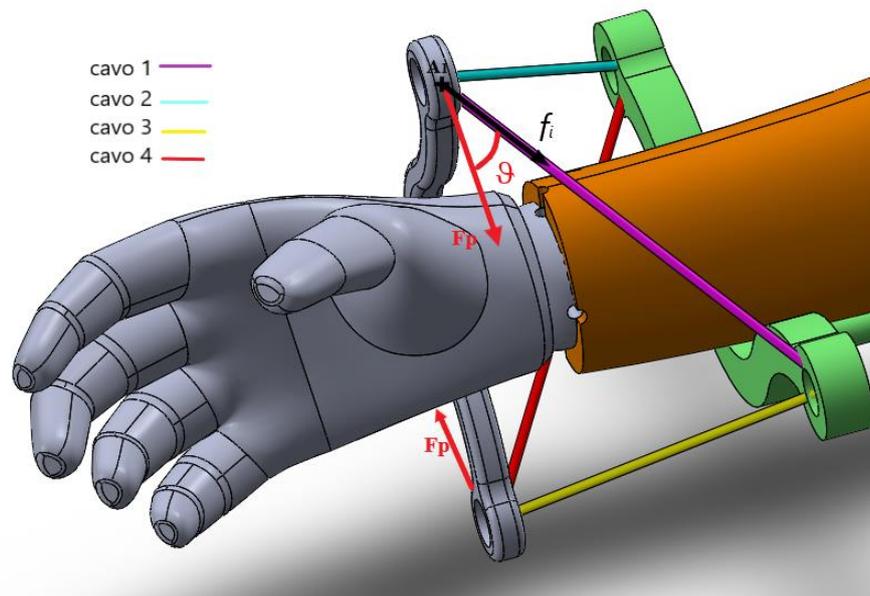


Figura 11. Movimento di pronazione da posizione neutra

Per la realizzazione del movimento voluto si applica una tensione specifica ai cavi 1 e 4 detta f_i ma la forza che andrà effettivamente a realizzare il movimento sarà solo una componente della tensione del cavo, F_p ; questo vale sia all'estremo A_1 che all'estremo B_1 . L'obiettivo è quello di minimizzare l'angolo compreso tra direzione utile e direzione del cavo in tensione così da massimizzare la componente utile della tensione. Per procedere viene definito l'indice di trasmissione IT_i , valutabile per ogni cavo in ogni posizione realizzabile dalla mano. Le rotazioni riabilitative riguardano assi diversi, per questo motivo, volendo dare generalità al problema, si definiscono due sistemi di riferimento come in figura 12:

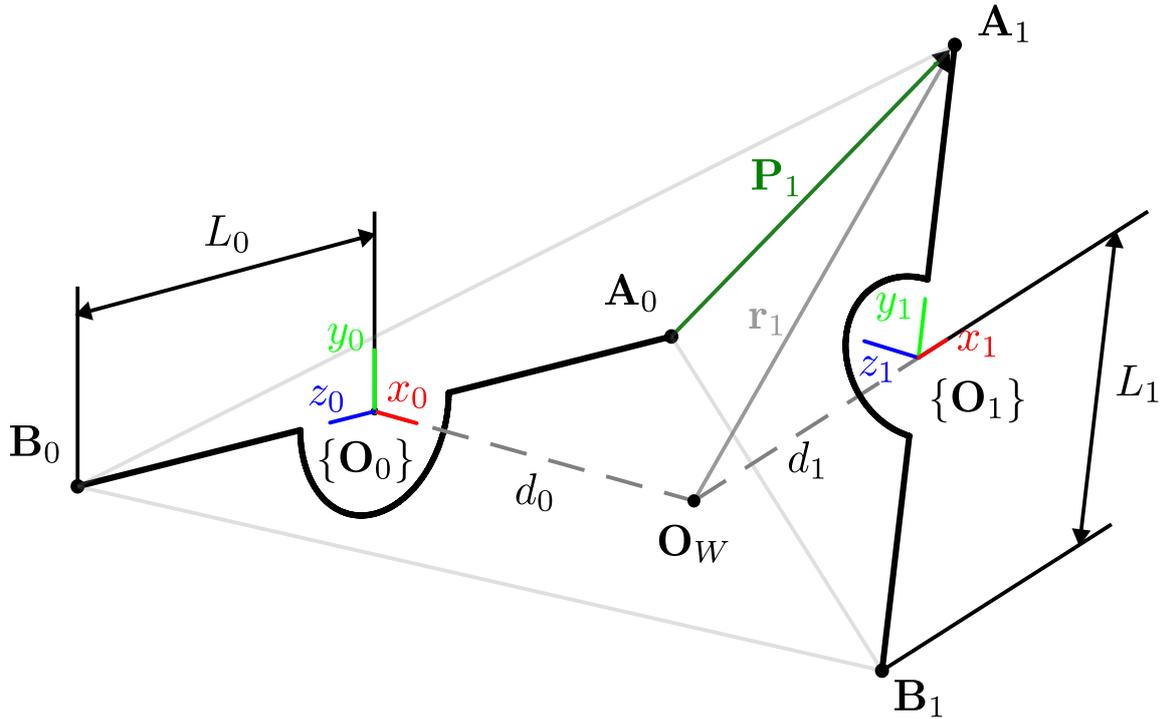


Figura 12. Schema rappresentativo del dispositivo a cavi, vettori e sistemi di riferimento

Nella figura 12 sono schematizzati la piattaforma fissa A_0B_0 , alla quale si associa il sistema di riferimento fisso $\{x_0 \ y_0 \ z_0\}$ con centro in O_0 e la piattaforma mobile A_1B_1 alla quale si associa il sistema di riferimento mobile $\{x_1 \ y_1 \ z_1\}$ con centro in O_1 ; il sdr è detto mobile perché si muove con la piattaforma mobile durante i vari movimenti riabilitativi. Vengono inoltre definiti:

- O_w : centro del polso, considerato come centro di rotazione
- \widehat{P}_1 : vettore che caratterizza il cavo 1; è possibile definirne uno per ciascun cavo (P_i)
- \widehat{r}_1 : vettore che unisce il centro rotativo del polso O_w all'estremità A_1 del cavo 1; è possibile definirne uno per ciascun cavo (r_i)

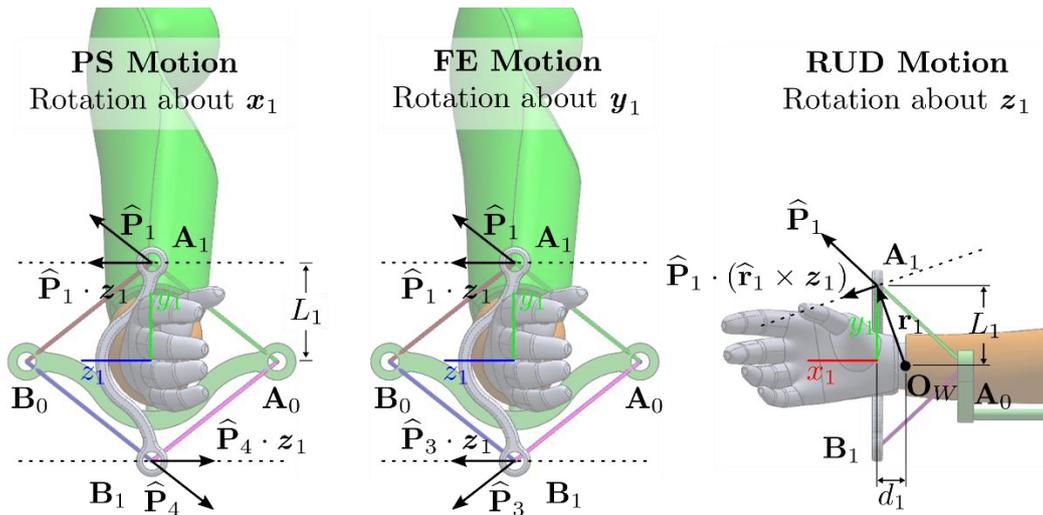


Figura 13. Schema rappresentativo del dispositivo a cavi, direzioni utili per ogni rotazione

Come da figura 13, ogni movimento caratteristico possiede uno specifico asse di rotazione; andando ad indicare quest'ultimo con $\hat{\mathbf{a}}$, è possibile definire l'indice di trasmissione del cavo i -esimo per la rotazione intorno ad $\hat{\mathbf{a}}$ come:

$$TI_i = \frac{\hat{\mathbf{P}}_i \cdot (\hat{\mathbf{r}}_i \times \hat{\mathbf{a}})}{\hat{\mathbf{P}}_i}$$

Il prodotto vettoriale $(\hat{\mathbf{r}}_i \times \hat{\mathbf{a}})$ definisce la direzione utile per la realizzazione della rotazione specifica; quest'ultima viene moltiplicata scalarmente per il versore indicante la direzione del cavo, ottenendo la direzione della componente utile di \mathbf{P}_i . L'indice di trasmissione si ottiene come rapporto tra la direzione della componente utile e la direzione del cavo.

Il parametro guida della progettazione preliminare è definito dall'indice di trasmissione: l'obiettivo in questa fase è infatti trovare la configurazione ottimale dei parametri L_0 , L_1 , d_0 e d_1 affinché, per ogni movimento riabilitativo, si abbia il migliore valore di indice di trasmissione.

Per valutare l'indice di trasmissione si è costruito sul software Matlab un apposito codice. Si è deciso, in questa prima fase di considerare i movimenti riabilitativi semplici e non combinazioni degli stessi per inquadrare il problema senza aumentare eccessivamente le difficoltà di comprensione degli andamenti dell'IT. Inoltre, sono state studiate due specifiche configurazioni del dispositivo: la prima soluzione prevede una piattaforma fissa più grande della piattaforma mobile ed una distanza della piattaforma mobile dal centro del polso minore rispetto a quella della piattaforma fissa. Per la seconda soluzione sarà proposto uno studio opposto. In sintesi:

- Progettazione A: $d_0 > d_1$;

- Progettazione B: $d_0 < d_1$;

Essendo la questione dell'indice di trasmissione legata alla geometria, scalando il sistema non variano i valori dell'indice di trasmissione e le considerazioni che è possibile fare sull'andamento dell'indice stesso. Si è deciso quindi di definire una dimensione base e tre parametri di scala così da coprire tutte e quattro le misure fondamentali del dispositivo. La dimensione di riferimento per la progettazione A è la grandezza d_1 e per la progettazione B la grandezza in questione è d_0 . Le altre grandezze notevoli sono ottenute con le relazioni:

progettazione A: $L_0 = K \cdot d_1 ; L_1 = J \cdot d_1 ; d_0 = Q \cdot d_1$

progettazione B: $L_0 = K \cdot d_0 ; L_1 = J \cdot d_0 ; d_1 = Q \cdot d_0$

Lo studio verrà svolto per ogni progettazione andando a considerare una dimensione di riferimento pari a 20 mm e si assumendo una terna di riferimento per i valori che scalano le dimensioni fondamentali, nello specifico si assume:

progettazione A: $K = 6 ; Q = 3 ; J = 5$

progettazione B: $K = 5 ; Q = 3 ; J = 6$

2.3 Soluzione progettuale A

Definita la geometria viene scelta una rotazione fondamentale e per tale rotazione si valuta l'indice di trasmissione di ogni cavo, in ogni possibile configurazione spaziata durante questa rotazione.

Si propone in figura 14 la curva dell'indice di trasmissione del cavo 1, ottenuto studiando la rotazione di pronosupinazione nella progettazione A:

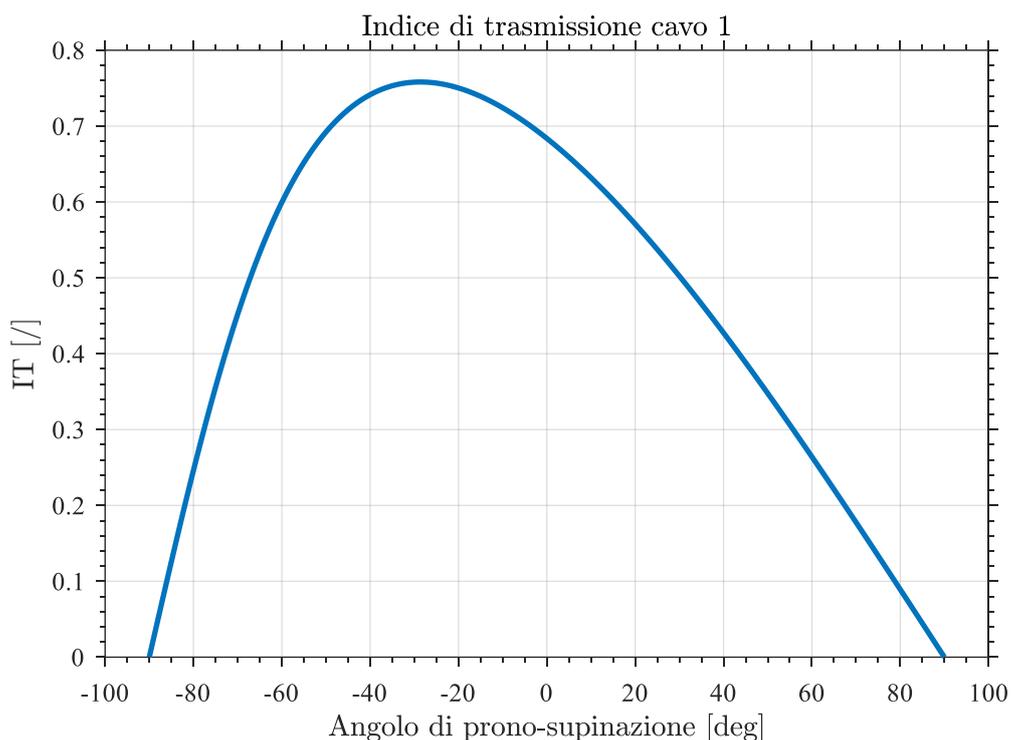


Figura 14. Andamento dell'indice di trasmissione per il cavo 1, progettazione A

In questa prima rappresentazione l'intervallo di angolo di movimento, rappresentato dalle ascisse, è di 180°. La condizione degli estremi del campo, oltre a non essere necessaria alla riabilitazione, non può essere gestita dal dispositivo a cavi: l'indice di trasmissione giunti alla condizione di totale pronazione (-90°) o totale supinazione (+90°) si annulla. Analizzando il braccio in una posizione neutra, nella vista frontale del dispositivo, le due piattaforme formano una croce; procedendo con la rotazione, in qualsiasi senso, si giunge alla condizione finale di sovrapposizione parziale o totale delle due piattaforme. Arrivati a questo punto e continuando a tendere i cavi non sarebbe più realizzabile il movimento di prono-supinazione ma si passerebbe ad un altro tipo di rotazione, la deviazione radio-ulna. Questo aspetto è approfondito in figura 15:

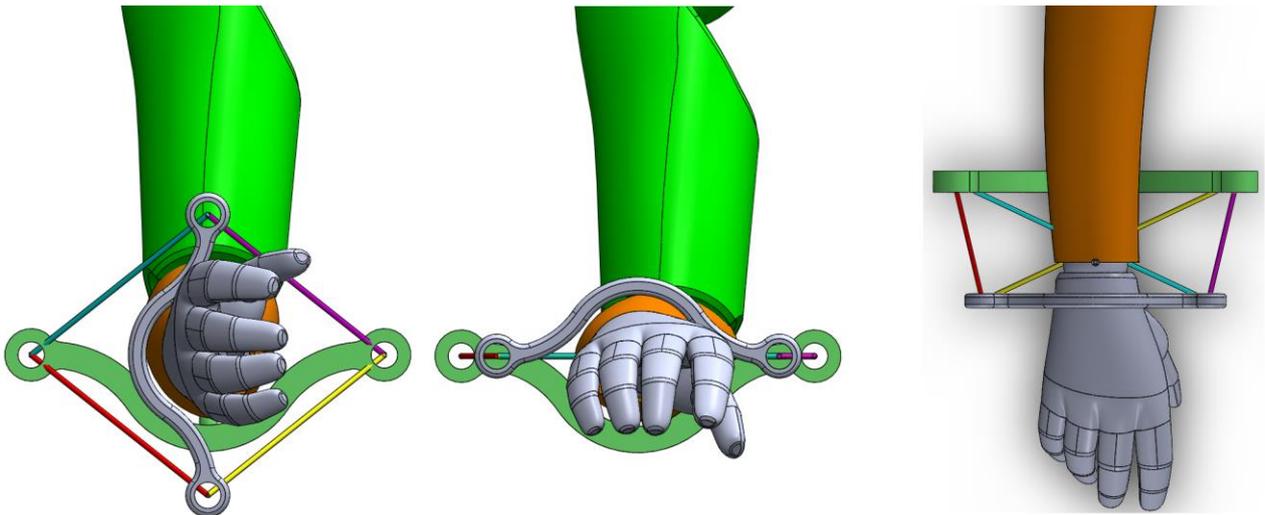


Figura 15. Posizione neutra a sinistra (croce) – totale pronazione (sovrapposizione piattaforme) – vista superiore in totale pronazione (ben visibile l’interferenza cavi-avambraccio)

Il cavo 1, insieme al cavo 4, realizza sempre la pronazione; la mano può trovarsi però in un qualsiasi angolo quindi sia in pronazione, in posizione neutra o in supinazione. L’andamento dell’indice di trasmissione non è a specchio rispetto alla posizione neutra, questo è dovuto al fatto che, immaginando di voler realizzare la pronazione in una posizione di supinazione si sta effettuando una corsa di “ritorno” e l’orientazione dei cavi rispetto alla direzione utile al moto è sfavorevole. Questo si traduce, andando a considerare per lo stesso cavo posizioni definite da angoli opposti, in IT più bassi nel caso di corsa definita di ritorno. Si osserva che il punto più favorevole per i cavi che realizzano la pronazione è un angolo di -30° , cioè leggera posizione prona della mano.

Estendendo il ragionamento agli altri cavi si ottiene quanto schematizzato in figura 16:

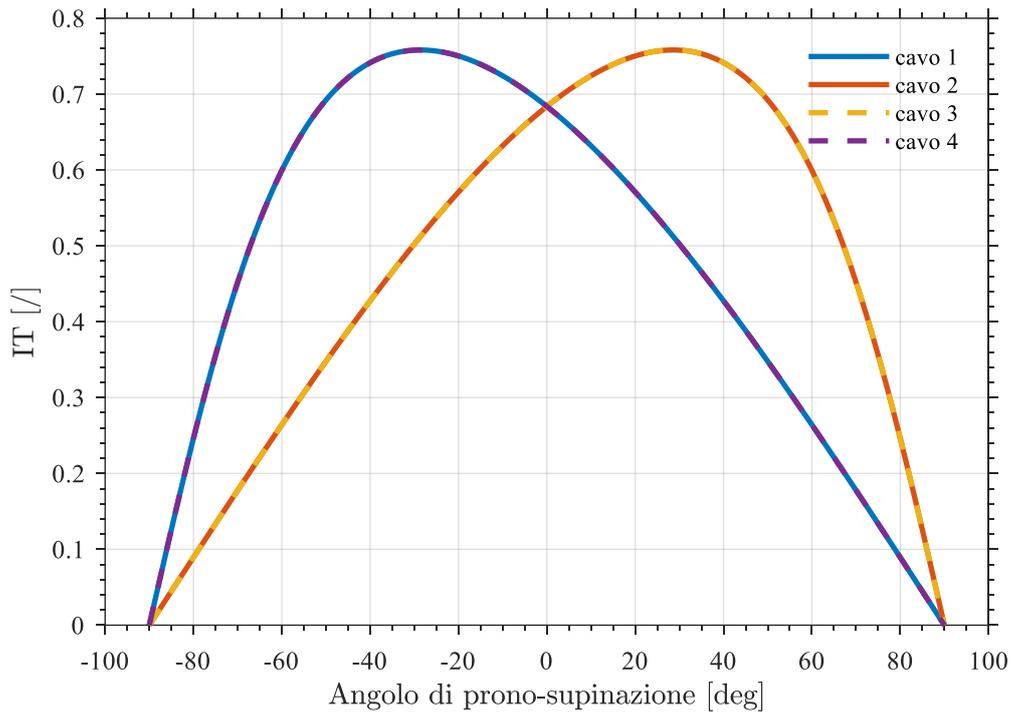


Figura 16. Andamento dell'indice di trasmissione per i cavi durante la prono-supinazione, progettazione A

Da questa figura si comprende come i cavi lavorino a coppie: i cavi 1 e 4 sono quelli che gestiscono la pronazione e hanno andamento sovrapposto, i cavi 2 e 3 realizzano la supinazione e hanno andamento sovrapposto, lavorando anch'essi in simultanea. L'andamento dell'IT per le due coppie di cavi è speculare rispetto alla posizione neutra ($\alpha = 0$).

Prima di passare allo studio parametrico si analizzano le curve dell'IT per la progettazione A nelle rotazioni di flessione-estensione e deviazione radio-ulna, con riferimento alle figure 17, 18 e 19.

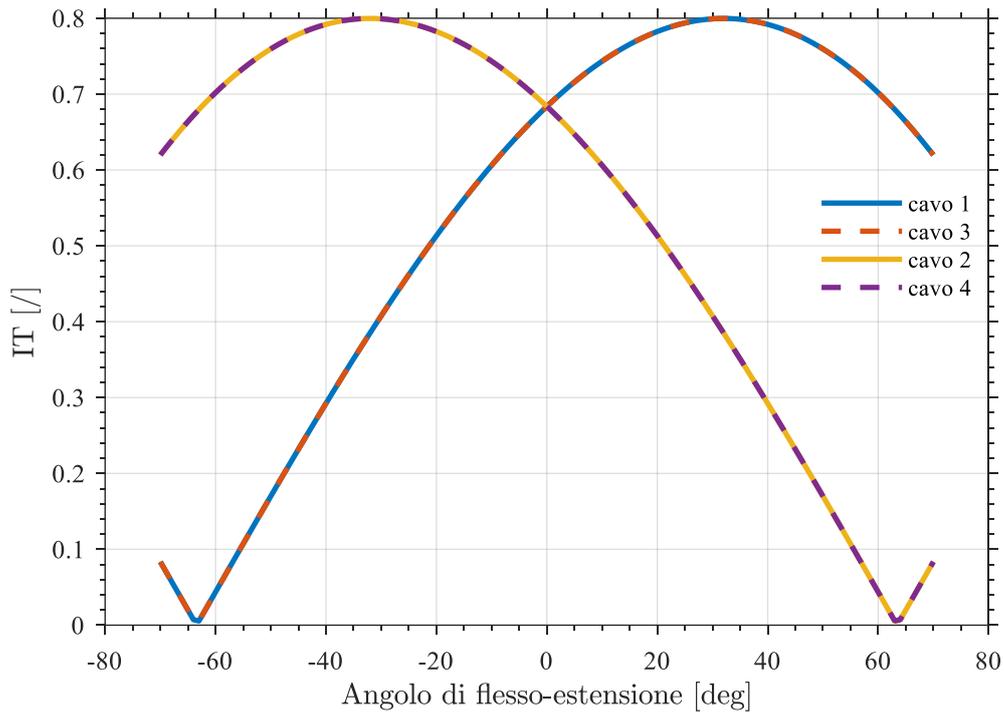


Figura 17. Andamento dell'indice di trasmissione per i cavi durante la flesso-estensione, progettazione A

Essendo il range di movimento di riferimento per la flesso-estensione ridotto rispetto a quello della pronosupinazione, si è rappresentato l'andamento degli IT su un range di $\pm 70^\circ$. L'andamento è analogo al precedente di figura 14, con IT minori nelle corse di ritorno e picco sui 30° , quello che colpisce è il cambio di derivata in corrispondenza di circa 63° . La funzione per valori maggiori di 63° o minori di -63° assume valori negativi; viene riportato in figura 15 il valore assoluto della funzione così da enfatizzare il cambio di segno della funzione nei punti specificati. Andando a visualizzare la condizione geometrica legata a questo aspetto si giunge alla figura 18 sottostante:

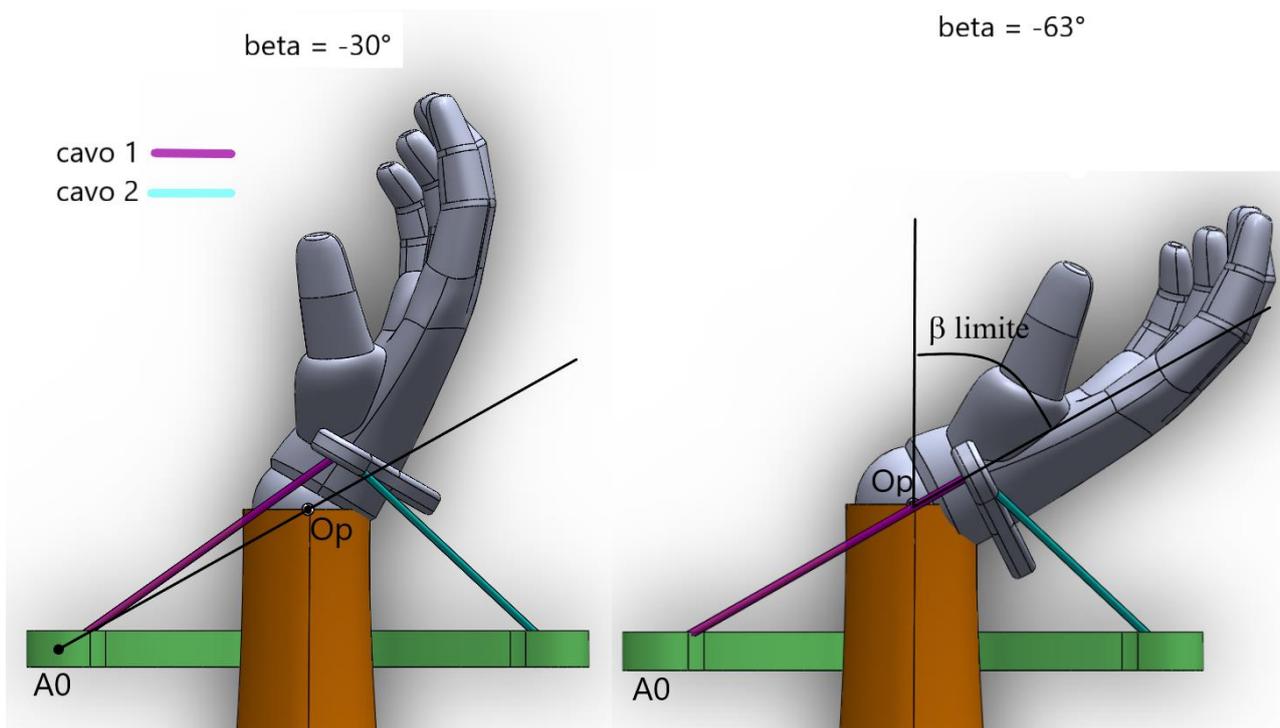


Figura 18. Movimento di estensione, progettazione A

Attuando la rotazione di estensione progressivamente, tendendo il cavo 2, anche il cavo 1 cambia la sua orientazione, avvicinandosi sempre di più all'orientazione della retta passante per l'estremo della piattaforma fissa A_0 e il centro del polso Op . Nella figura di destra viene raggiunto il β_{max} ; è possibile raggiungere beta maggiori continuando a tendere il cavo 2, in figura 15 per valori maggiori di 63° i cavi 2 e 4 hanno ancora un ottimo IT, non è possibile però effettuare la corsa di ritorno per tornare alla posizione neutra. Giunti al beta limite il tensionamento dei cavi 1 e 3 porterebbe alla realizzazione di un ulteriore movimento di estensione anziché la corsa di ritorno, da qui il valore di IT assume valori negativi:

$$IT < 0 \rightarrow \text{corsa di ritorno impossibilitata}$$

Si rappresenta per completezza la deviazione radio-ulna, in figura 19, riducendo ancora l'intervallo delle ascisse rispetto agli altri movimenti e portandolo a $\pm 40^\circ$. Questa rotazione è infatti quella ad intervallo spaziato più limitato:

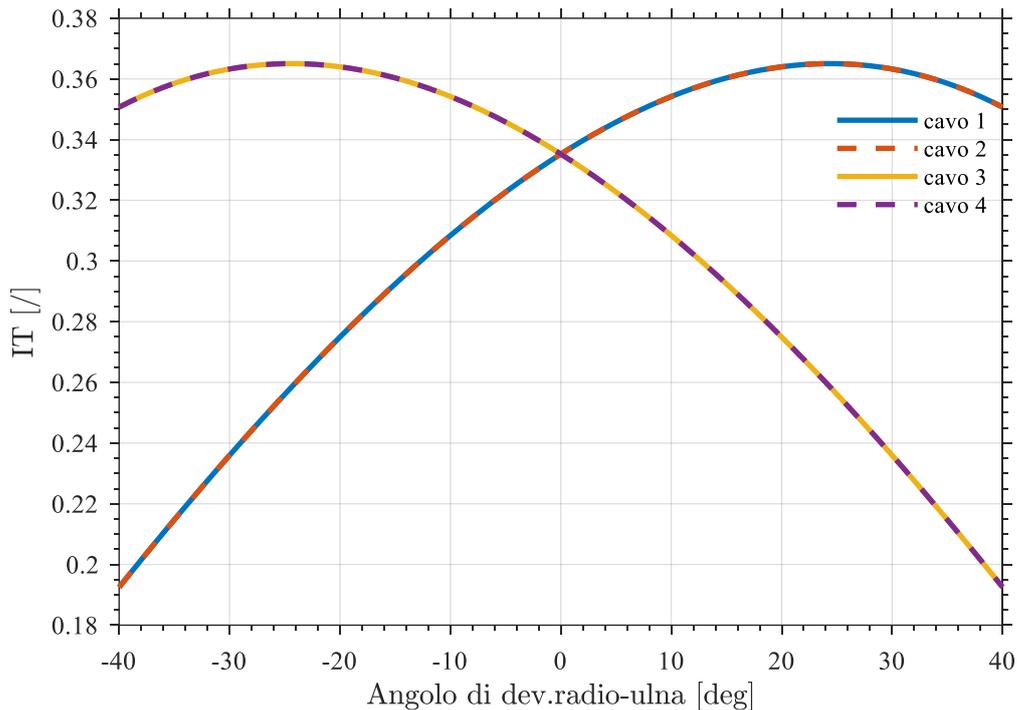


Figura 19. Curve dell'indice di trasmissione per i cavi durante la deviazione radio-ulna, progettazione A

Per questo tipo di rotazione non vi sono particolari punti critici, si nota però è solo il basso valore dell'IT per tutti i cavi in tutto il range di movimento rispetto ai valori ottenibili nelle altre due rotazioni.

È necessario trovare la configurazione dei parametri K, J e Q che dia il migliore andamento possibile dell'indice di trasmissione: si ricerca infatti un valore di quest'ultimo che sia il più alto possibile in ogni rotazione ed allo stesso tempo che si mantenga il più possibile costante durante le rotazioni stesse. Per comprendere quale sia la dimensione ottimale del dispositivo, si definisce uno studio parametrico: per ogni rotazione si rappresentano diversi grafici nei quali si osserva l'andamento dell'IT al variare di un singolo parametro adimensionale (K, J o Q) tenendo costanti gli altri. Date le considerazioni precedenti è possibile fare riferimento ad un solo cavo caratterizzante un movimento, è noto infatti che un altro cavo si comporterà allo stesso modo e gli altri due in modo speculare ma comunque saranno tutti soggetti alle stesse considerazioni. I range di movimento utilizzati per le rappresentazioni saranno quelli definiti dagli angoli che si vogliono raggiungere con il dispositivo, per evitare di inserire nella valutazione tratti di IT che sarebbero fuorvianti. I range utilizzati saranno:

MOVIMENTO RIABILITATIVO	INTERVALLO DI ROTAZIONE
Prono-supinazione	-85° +70°
Flesso-estensione	-60° +54°

Deviazione radio-ulna	$-33^{\circ} +19^{\circ}$
-----------------------	---------------------------

Tabella 9. Range di movimento per la valutazione dell'indice di trasmissione

Si analizzano le curve al variare del parametro K, nelle figure 20, mantenendo tutte le altre dimensioni costanti:

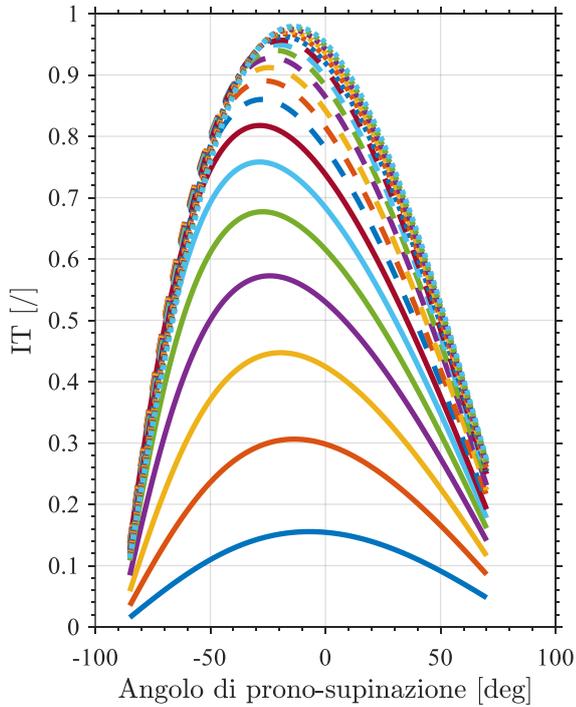


Figura 20a. Curve IT al variare di K - PS

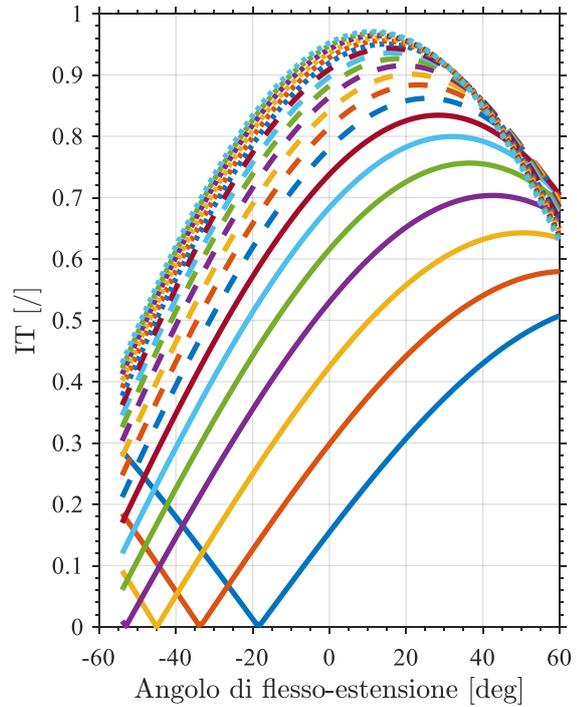


Figura 20b. Curve IT al variare di K - FE

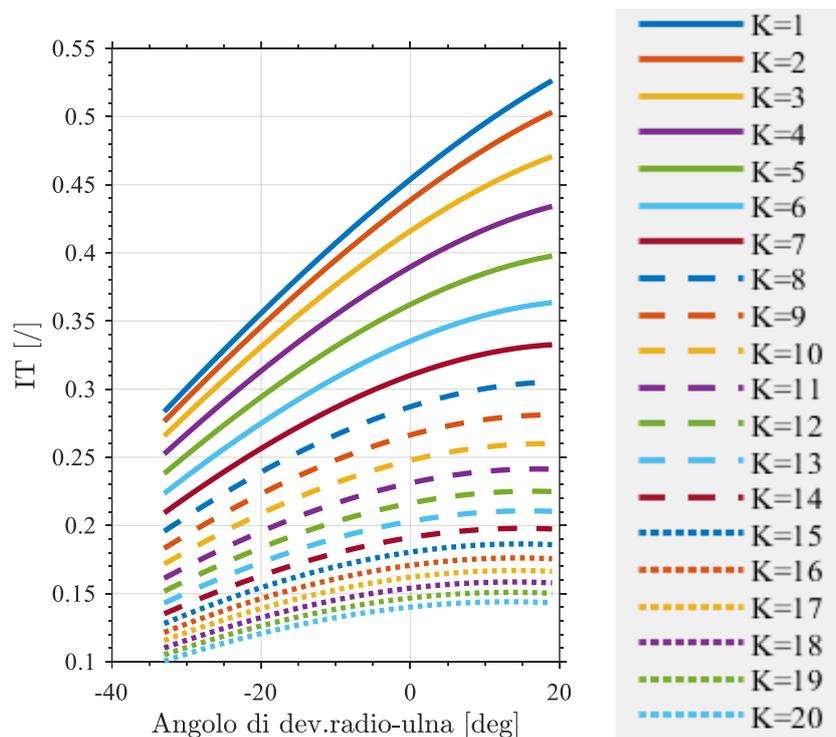


Figura 20c. Curve IT al variare di K – DR&U

Analizzando la figura 20a si osserva come, nella prono-supinazione, all'aumentare del parametro K e quindi per dimensioni crescenti della piattaforma fissa, l'IT aumenta. Data la geometria del braccio è richiesto un valore di K minimo intorno a 3, per raggiungere ottimi valori di IT è necessario aumentare K rispetto al valore minimo. Superato un valore di K=10 la crescita tende alla saturazione, aumentare quindi le dimensioni della piattaforma fissa diventa svantaggioso: un aumento delle dimensioni smette di essere associato ad un aumento considerevole di IT. Analizzando la figura 20b, si osserva che anche in questo caso un aumento di K porta con sé un aumento dell'IT per la flessione-estensione. Si osserva come il problema legato alla corsa di ritorno si presenti in maniera tanto più accentuata tanto più la piattaforma fissa è piccola. Anche in questo caso la scelta del K dovrà essere orientata verso valori alti, non è corretto però estremizzare il ragionamento perché più si va verso K alti più la curva tende ad accentuarsi, con un picco sempre più pronunciato. Analizzando la deviazione radio ulna in figura 20c si osserva come la parametrizzazione sull'IT abbia comportamento opposto: tanto più la piattaforma fissa è grande, tanto più il movimento di deviazione radio ulna diventa inefficiente. In definitiva, dalle rappresentazioni in figura 20 si evince che:

- Per rendere efficiente la PS e la FE, K deve assumere il valore più grande possibile compatibilmente con l'ingombro del dispositivo che deve essere indossabile
- Per rendere efficiente la DR&U, K deve assumere il valore più piccolo possibile compatibilmente con le dimensioni dell'avambraccio

Il valore che risponde a queste esigenze è un valore intermedio → K=8

Si analizzano le curve al variare del parametro J, mantenendo tutte le altre dimensioni costanti, nelle figure 21:

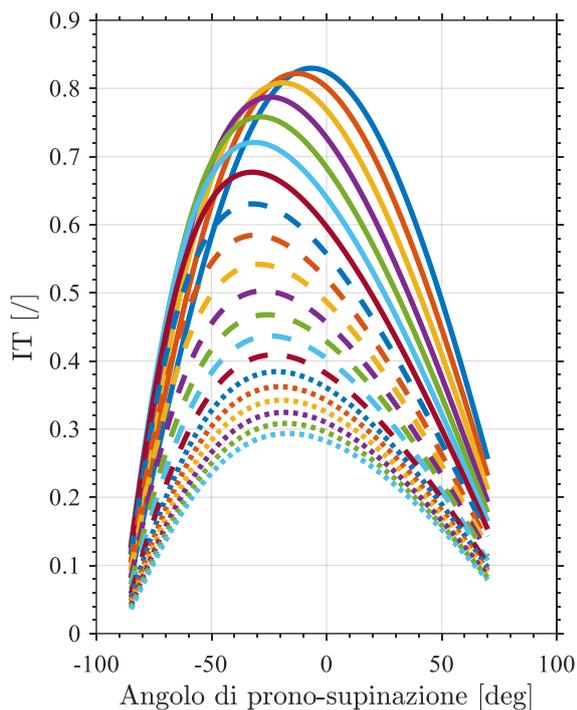


Figura 21a. Curve IT al variare di J – PS

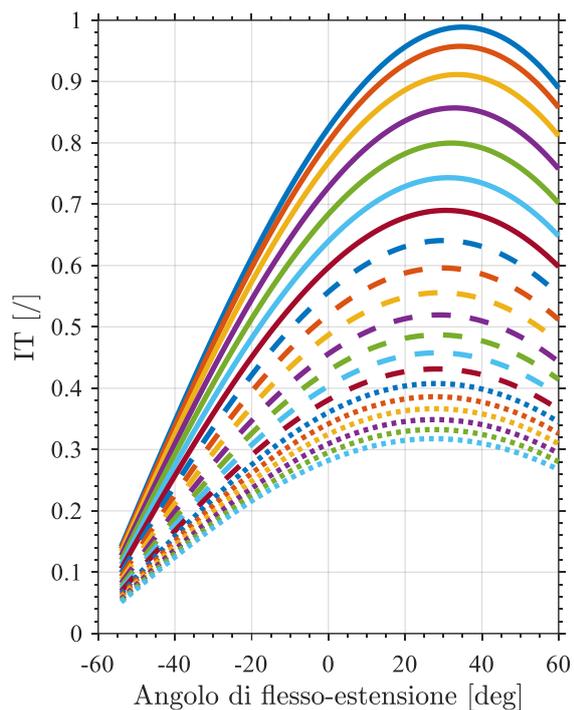


Figura 21b. Curve IT al variare di J - FE

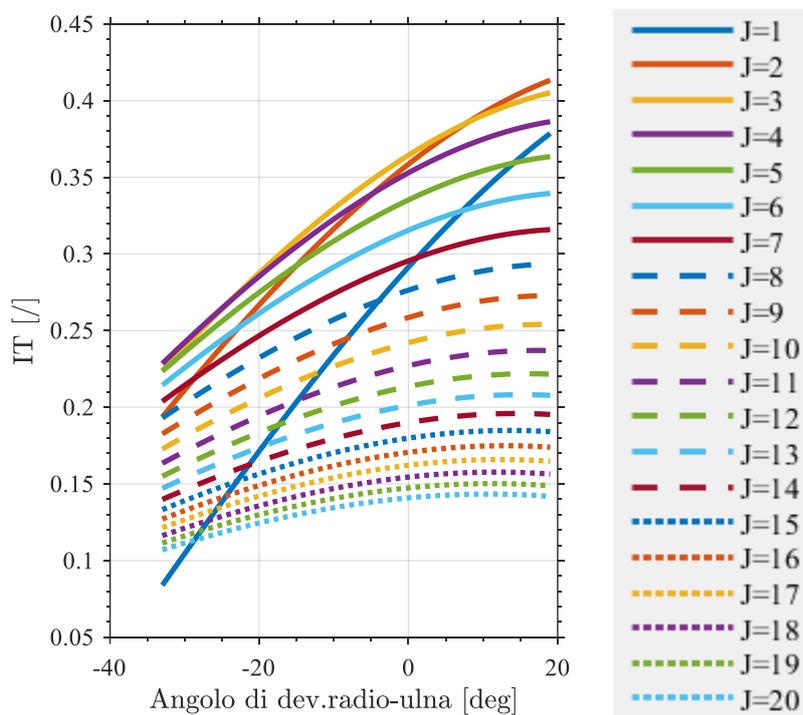


Figura 21c. Curve IT al variare di J – DR&U

Analizzando la figura 21a si osserva che quando J è al valore minimo si ha il miglior valore di IT per la PS ed il massimo della curva si osserva vicino alla posizione neutra. Anche la piattaforma mobile deve avere una dimensione minima, di conseguenza il valore di J non può essere il più basso possibile.

Aumentando J si osserva una diminuzione dell'IT e lo spostamento del massimo dalla posizione neutra per valori di pronazione più alti. In figura 21b si osserva il comportamento per la flessione-estensione, anche in questo caso si rende necessario, per mantenere una efficienza ottimale, assumere valori di J piccoli; andando ad aumentare J l'IT scende senza far variare la posizione del massimo. Infine, in figura 21c si osserva l'ultima rotazione: in questo caso la parametrizzazione vede le curve alzarsi fino a valori di $J=3$, per poi scendere all'aumentare di J . Questo andamento è un ottimo indicatore del valore minimo di J che è necessario assumere; è possibile quindi fare le seguenti considerazioni:

- Per rendere il più possibile efficace la PS e la FE occorre assumere i valori di J più bassi possibili, compatibilmente con le dimensioni minime della piattaforma mobile
- La DR&U osserva il miglior andamento di IT per un valore di J pari a 4

Occorre ricordare che il grafico è definito per la soluzione progettuale A, la scelta di J pari a 4 risulta essere la migliore quando $K=6$, avendo però definito in precedenza la necessità di avere un valore di K maggiore ($K=8$, definito il migliore con un $J=5$), il valore di $J=4$ può non essere quello che massimizza gli andamenti. Inoltre, se non si prende solo come riferimento i valori di IT raggiunti ma come questi si manifestano, allora si osserva come la curva con $J=5$ vede IT lievemente più bassi ma è meno variabile il suo indice di trasmissione lungo il movimento rotativo. Questo aspetto non è di secondaria importanza, il controllo che dovrà essere sviluppato successivamente necessita di un indice di trasmissione il più possibile costante. Il valore che risponde a queste esigenze è $\rightarrow J=5$

Si analizzano le curve al variare del parametro Q , mantenendo tutte le altre dimensioni costanti, nelle figure 22:

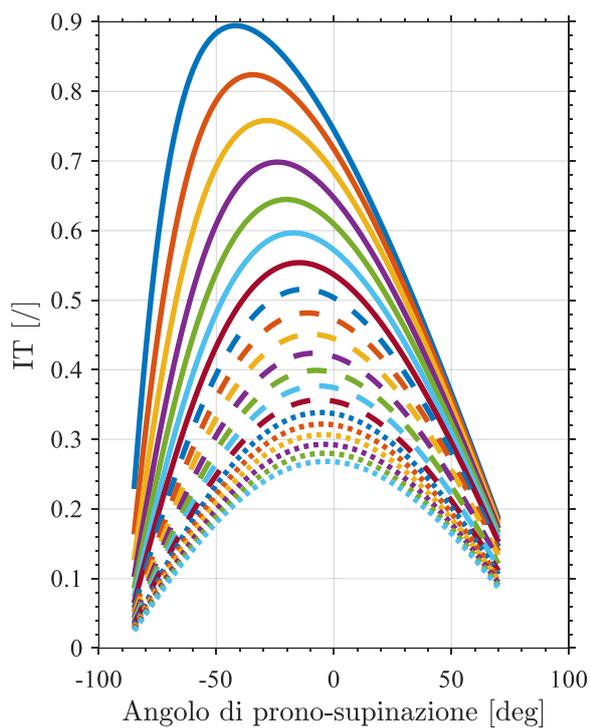


Figura 22a. Curve IT al variare di Q – PS

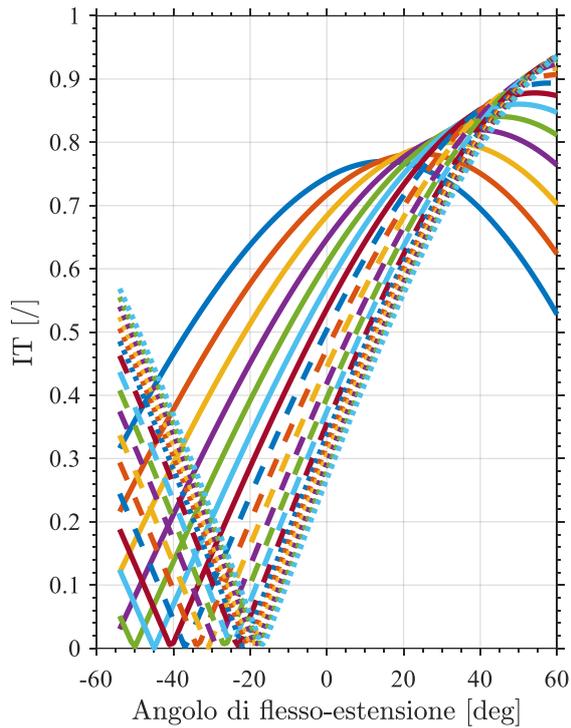


Figura 22b. Curve IT al variare di Q – FE

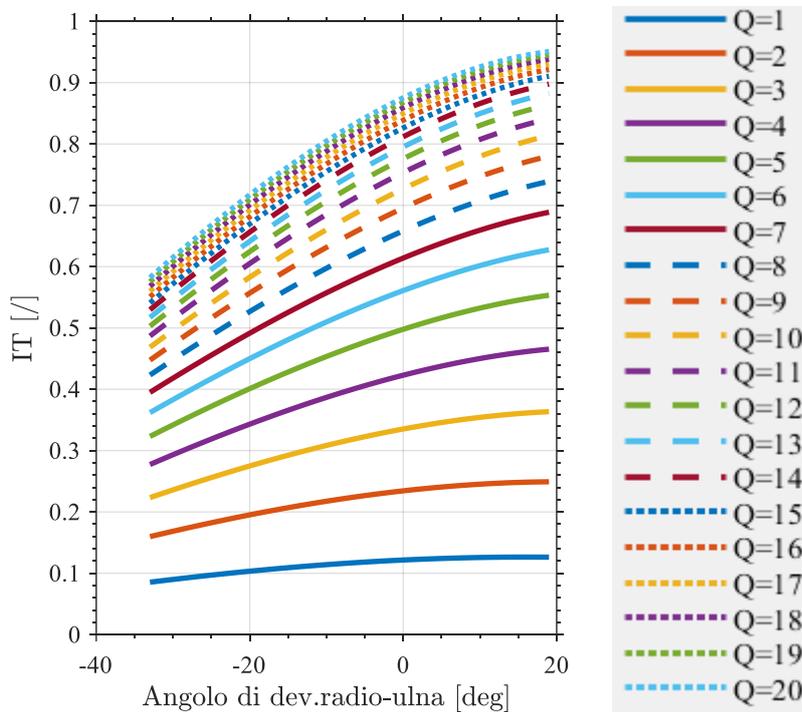


Figura 22c. Curve IT al variare di Q – DR&U

Analizzando la figura 22a si osserva che più il valore di Q cresce più l'IT tende a diminuire; prendere però come valore ottimale un valore di Q piccolo ha come svantaggio l'ampia variabilità dell'IT durante il movimento di PS. Se si osserva la figura adiacente, la 22b, si nota come il problema legato

alla corsa di ritorno si presenti in modo sempre più acceso tanto più Q assume valori alti. Per fare in modo che esso non si manifesti nell'intervallo di rotazione il parametro Q non deve assumere valori più alti di 4. Questo porta a grossi svantaggi nella deviazione radio ulna, come visibile in figura 22c il valore di Q pari a 4 limita di molto l'efficienza nella DR&U. In questo caso si assiste ad un aumento pronunciato dell'IT all'aumentare del Q. Per questi motivi il valore di Q si dovrà attestare a 3 o 4, nel primo caso vengono favorite PS e FE, nel secondo la DR&U.

Da queste figure si evince che la migliore struttura possibile del dispositivo, quando si definisce come parametro base la dimensione d_1 , è quella con piattaforma fissa più grande della piattaforma mobile ed il rapporto tra i parametri che rappresentano queste due dimensioni è definito da un valore specifico. Vengono presentate, viste le considerazioni fatte, due soluzioni:

SOLUZIONI PROPOSTE			
	K	Q	J
Migliore IT P.S.-F.E. (sol. 1A)	8	3	5
Migliore IT D.R.&U. (sol. 2A)		4	

Tabella 10. Soluzioni proposte di proporzionamento del dispositivo

La prima soluzione, detta 1A, definisce un dispositivo con efficienza maggiore nel caso di movimenti di PS e di FE. La seconda soluzione, detta 2A presenta il migliore andamento dell'indice di trasmissione per la deviazione radio-ulna. È possibile quindi valutare la geometria del dispositivo nelle due configurazioni:

- **SOLUZIONE 1A:**

Ponendo un valore di d_1 pari a 20 mm, per la soluzione 1, si ottiene la geometria:

- $d_1 = 20 \text{ mm}$

- $d_0 = Q \cdot d_1 = 60 \text{ mm}$

- $L_0 = K \cdot d_1 = 160 \text{ mm}$

- $L_1 = J \cdot d_1 = 100 \text{ mm}$

- **SOLUZIONE 2A:**

Ponendo un valore di d_1 pari a 20 mm, per la soluzione 2, si ottiene la geometria:

- $d_1 = 20 \text{ mm}$

- $d_0 = Q \cdot d_1 = 80 \text{ mm}$

- $L_0 = K \cdot d_1 = 160 \text{ mm}$

$$-L_1 = J \cdot d_1 = 100 \text{ mm}$$

Definita la configurazione del dispositivo, è necessario andare a verificare se queste geometrie sono in grado di realizzare gli intervalli di movimento senza che si manifesti interferenza. Il manifestarsi dell'interferenza è stato valutato in due modi, attraverso un codice Matlab, costruito appositamente, oppure con l'ausilio del CAD 3D. In figura 23 sono rappresentati i due metodi utilizzati:

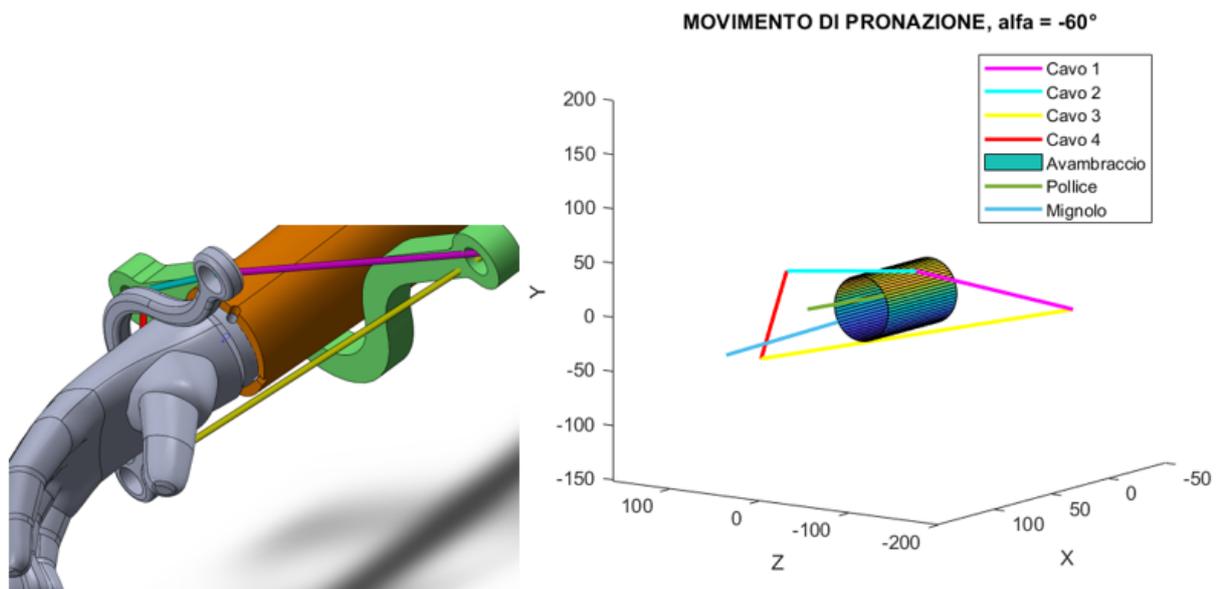


Figura 23. Metodi utilizzati per la valutazione dell'interferenza, CAD a sinistra e Matlab a destra

Da questa analisi sono stati ottenuti gli intervalli di movimento effettivamente realizzati dai dispositivi, descritti in tabella 11.

Soluzione 1A: Q=3; K=8; J=5;			Soluzione 2A: Q=4; K=8; J=5;		
ROTAZIONE EFFETTUATA	RANGE DI MOVIMENTO		ROTAZIONE EFFETTUATA	RANGE DI MOVIMENTO	
Prono-supinazione	-60°	+60°	Prono-supinazione	-60°	+60°
Flesso-estensione	-54°	+60°	Flesso-estensione	-54°	+60°
Dev. ulna-radio	-33°	+19°	Dev. ulna-radio	-33°	+19°
Prono-supinazione con D.U&R max.	-40°	+40°	Prono-supinazione con D.U&R max.	-55°	+55°

Tabella 11. Intervalli di movimento realizzabili dai dispositivi senza che si verifichi l'interferenza

Si osserva come il range di movimento della PS sia limitato dall'architettura del dispositivo a cavi. Per sua natura è infatti impossibile garantire una totale mobilità utilizzando unicamente quattro cavi. Per poter realizzare intervalli di movimento più ampi occorre pensare ad un dispositivo con più cavi che gestiscano meglio le singole rotazioni. Considerando inoltre il movimento combinato di DR&U e PS si osserva che l'angolo di massimo movimento per la PS quando si è già in totale DR&U è al massimo di 40° per la soluzione 1A e di 55° per la soluzione 2A. L'intervallo di movimento che il dispositivo riesce ad offrire è un altro importante metro di valutazione per la realizzazione di una soluzione piuttosto che un'altra.

Tornando al proporzionamento preliminare del dispositivo, occorre ancora analizzare due aspetti. Il primo riguarda la scelta dei parametri di proporzionamento. Quando si sono realizzate le curve dell'indice di trasmissione parametrizzato esse sono state valutate per $K=6$, $J=5$ e $Q=3$ presi come riferimento e poi fatti variare uno alla volta nell'intervallo 1:20. Si è poi ricercata la migliore curva di IT e da lì si sono assegnate le proporzioni al dispositivo. Con questo metodo però, quando si mantengono due parametri fissi, si trascura l'effetto che essi hanno sulla parametrizzazione. Dalle curve però si è osservato che il parametro Q ha un valore ben definito dagli andamenti, la sua assegnazione è inequivocabile; per gli altri due parametri l'assegnazione è avvenuta unicamente in modo qualitativo. Per questo motivo si definisce una nuova grandezza adimensionale $S = K/J$ che racchiude entrambe le grandezze di interesse; l'analisi delle curve rispetto a questo parametro può stabilire con efficacia quale sia il rapporto ottimale tra questi parametri. Nel proseguo si analizza questo aspetto con gli andamenti di IT per le tre rotazioni, con le figure 24:

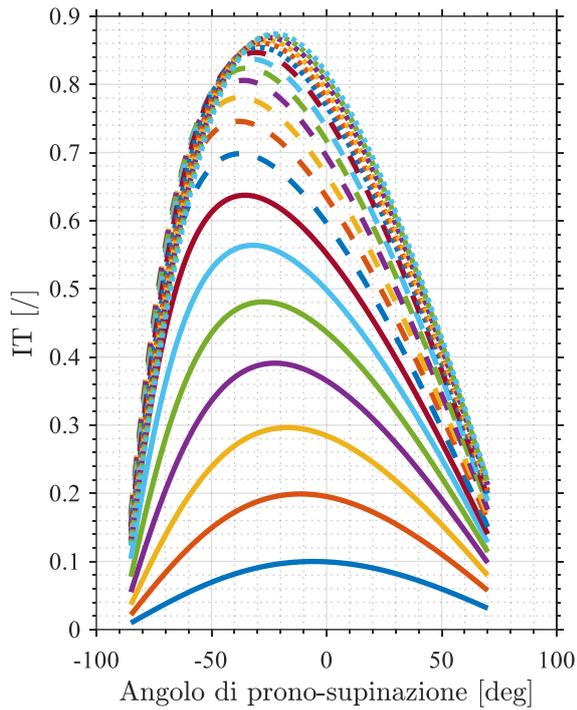


Figura 24a. Curve IT al variare di S – PS

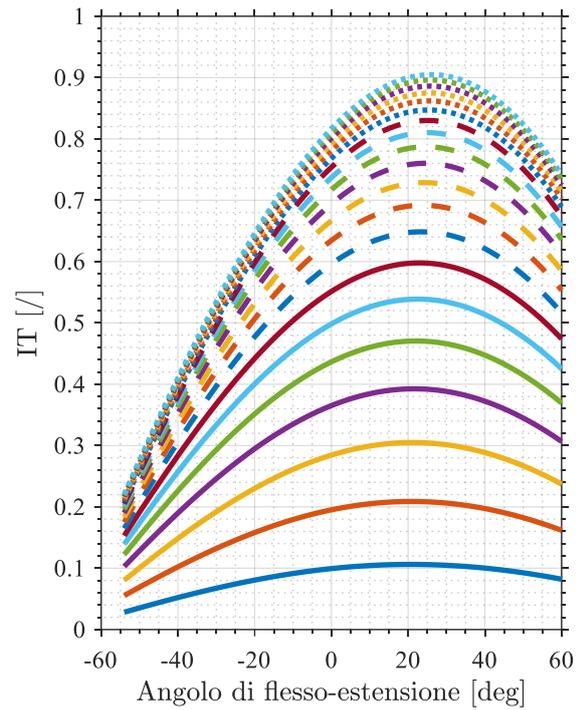


Figura 24b. Curve IT al variare di S – FE

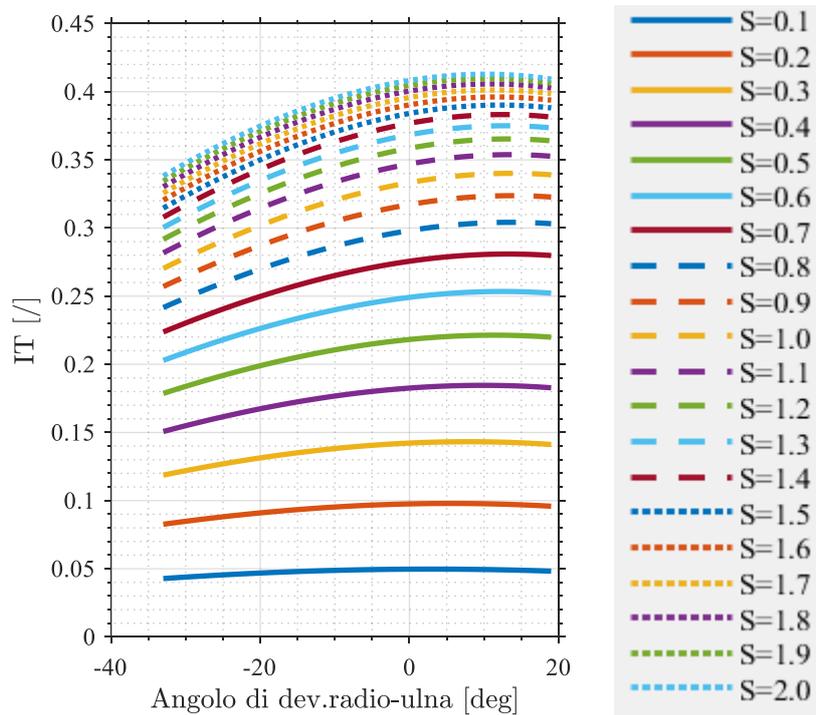


Figura 24c. Curve IT al variare di S – DR&U

Avendo definito il parametro S come il rapporto tra K e J, quando S assume un valore minore di 1 questo significa che il dispositivo ha la piattaforma fissa più piccola della mobile; al contrario quando il rapporto è maggiore di 1 la configurazione è definita da una piattaforma fissa più grande della

mobile. Osservando tutte e tre le immagini di figura 24 è facile comprendere quando, per valori di $Q > 1$, la migliore configurazione per il dispositivo sia quella con un rapporto $S > 1$ e cioè con piattaforma fissa più grande della piattaforma mobile; questo vale per ogni tipo di rotazione sia in PS, che in FE, che in DR&U. Per massimizzare il rapporto è possibile ridurre le dimensioni della piattaforma mobile e/o massimizzare quelle della piattaforma fissa. È necessario garantire una dimensione minima alla piattaforma mobile per poter costruire una piattaforma facilmente adattabile alla mano ed allo stesso tempo la piattaforma fissa non deve avere un ingombro tale da limitare il paziente nei movimenti. Un parametro ottimale di riferimento può essere considerato $S = 1,5$ ed andando ad analizzare nello specifico il dispositivo proposto: $K=8, J=5 \rightarrow S = K/J = 1,6$. Vista la saturazione delle curve non sarebbe utile spingere il rapporto a valori maggiori; il valore stabilito risulta essere ottimale.

Per approfondire ancora la progettazione si propone lo stesso studio sul parametro S ma con la configurazione avente $Q=0,5$. Questo tipo di configurazione ha una distanza d_0 minore della distanza d_1 , valutando l'IT in questa configurazione si potrà quindi definire anche l'influenza che d_0 e d_1 hanno nella valutazione dell'indice di trasmissione nelle varie rotazioni caratteristiche.

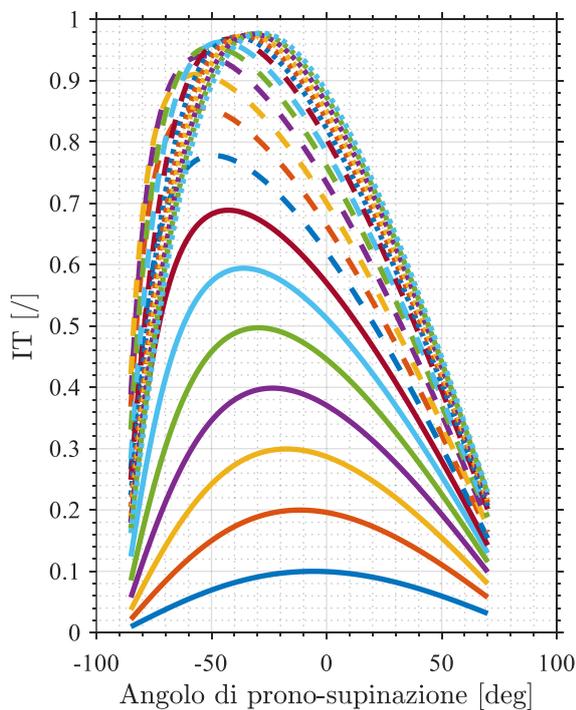


Figura 25a. Curve IT al variare di S , $Q=0,5$ – PS

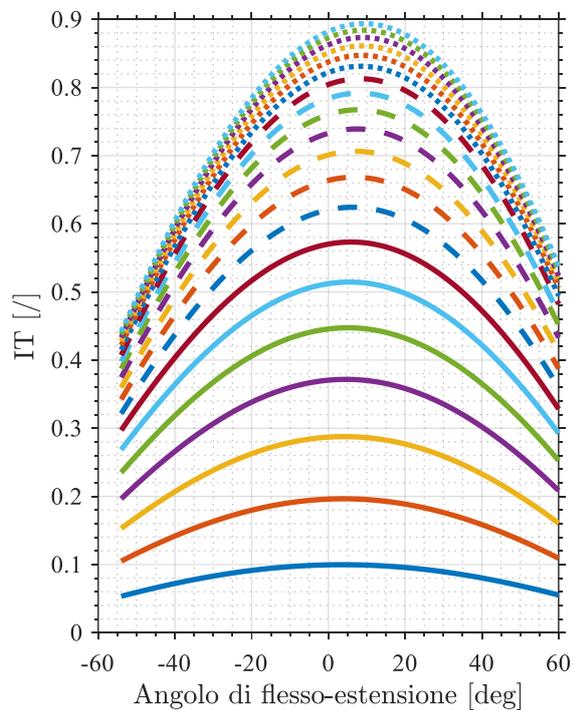


Figura 25b. Curve IT al variare di S , $Q=0,5$ – FE

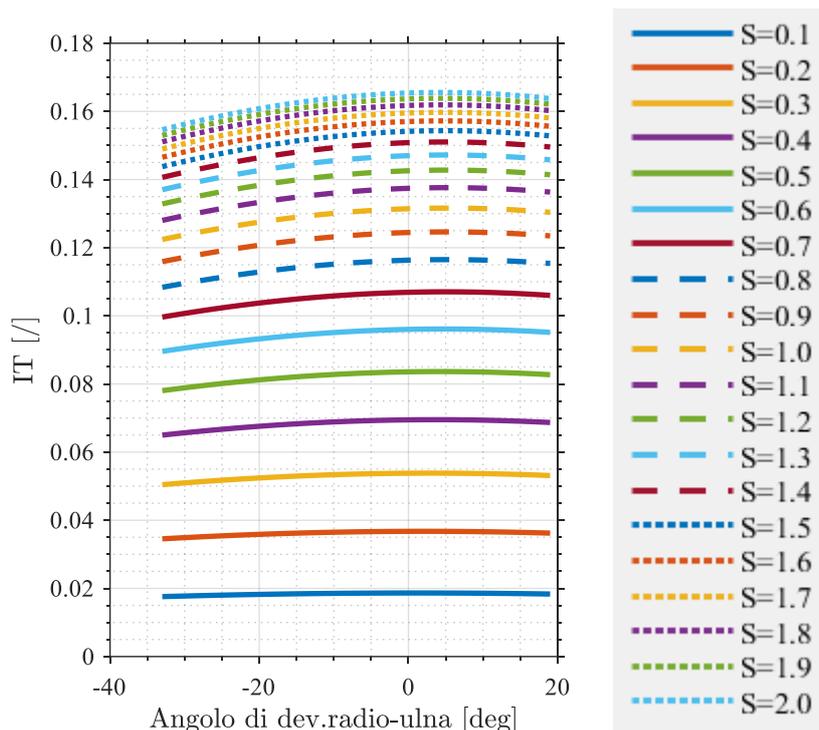


Figura 25c. Curve IT al variare di S, Q=0,5– DR&U

Dal confronto tra la figura 24a e la 25a è possibile osservare come il fatto di aver avvicinato le due piattaforme sia stato benefico dal punto di vista dell'andamento dell'IT, le curve sono infatti mediamente più alte a parità di K di poco meno di 0,1. Anche per la flessione-estensione si ha un miglioramento per Q=0,5: non vi è un aumento marcato nel picco di IT ma le curve tendono a mantenere valori alti di IT per tutta la rotazione. L'aspetto che va però a distruggere gli aspetti positivi visti finora è l'andamento per la deviazione radio-ulna; quest'ultima, già non favorita dalla configurazione precedente risulta essere ancora più sfavorita nella condizione Q=0,5. In questo caso, anche con il rapporto S migliore, il massimo di IT raggiunto è pari a 0,16 (valore di efficienza inaccettabile) contro lo 0,4 precedente.

L'ultimo aspetto che si intende approfondire è la curva dell'IT nella rotazione di DR&U quando si è nella posizione di massima PS che il dispositivo è in grado di realizzare. Dal punto di vista teorico, immaginando di realizzare la DR&U nel momento in cui si ha massima pronazione o massima estensione, almeno un cavo realizzante la DR&U si troverà a lavorare in condizioni vicine alla massima efficienza. Per questo motivo si rappresenta l'indice di trasmissione per la deviazione radio-ulna quando si ha massima pronazione o massima supinazione, questo sia per la configurazione proposta 1A che per la 2A. Si propongono due figure, la prima vede rappresentate le due curve di IT nella DR&U per la soluzione 1A nella configurazione di $\alpha=0^\circ$ e nella configurazione di $\alpha=-40^\circ$

(pronazione), l'altra vede rappresentato lo stesso aspetto per la soluzione alternativa 2A, ricordando che il massimo angolo di prono-supinazione realizzabile in questo caso è $\alpha=-55^\circ$; in entrambi i casi si preferisce la pronazione perché va a porre nella configurazione ottimale il cavo 1, rappresentazione in figura 26.

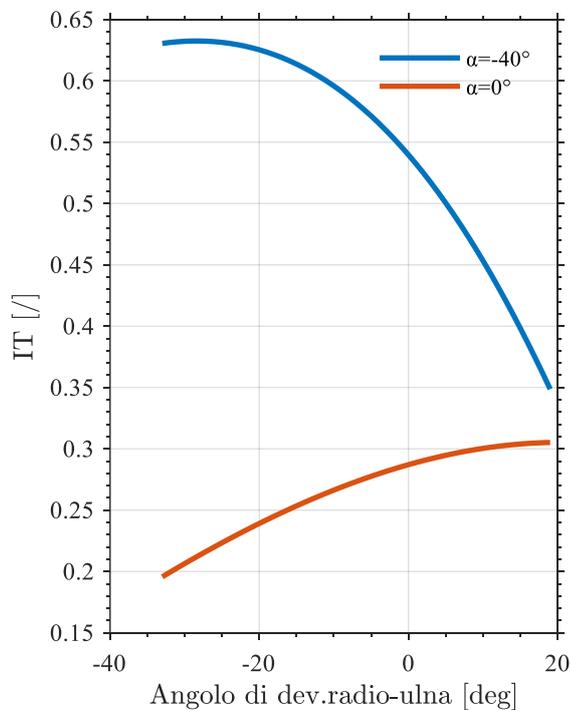


Figura 26a. Curve IT soluzione 1A– DR&U

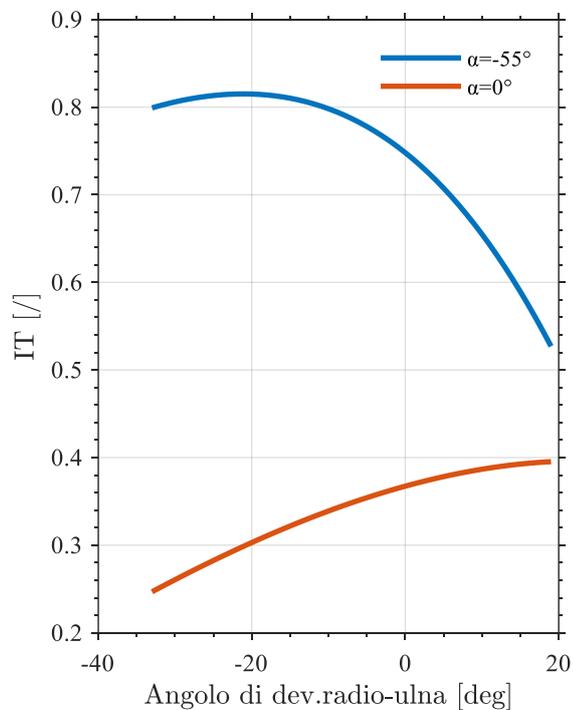


Figura 26b. Curve IT soluzione 2A– DR&U

Da queste curve si osserva che, il fatto di andare ad analizzare l'indice di trasmissione durante la DR&U è fortemente influenzato dalla PS. L'IT, valutato per il cavo 1 in tutti i casi aumenta sensibilmente con maggiore rilevanza nella soluzione 2A, da scegliere nel caso si voglia privilegiare la DR&U.

2.4 Soluzione progettuale B

La progettazione B proposta ha come dimensione di riferimento d_0 e la relazione dimensionale fondamentale è $d_0 < d_1$; la trattazione è analoga a quella della progettazione A e lo studio per ricercare la terna migliore dei parametri adimensionali sarà condotto a partire dalle relazioni:

$$L_0 = K \cdot d_0 ; L_1 = J \cdot d_0 ; d_1 = Q \cdot d_0$$

ed assumendo come terna di riferimento: $K = 5 ; Q = 3 ; J = 6$

In figura 27 viene esposta una rappresentazione generale della disposizione delle piattaforme del dispositivo:

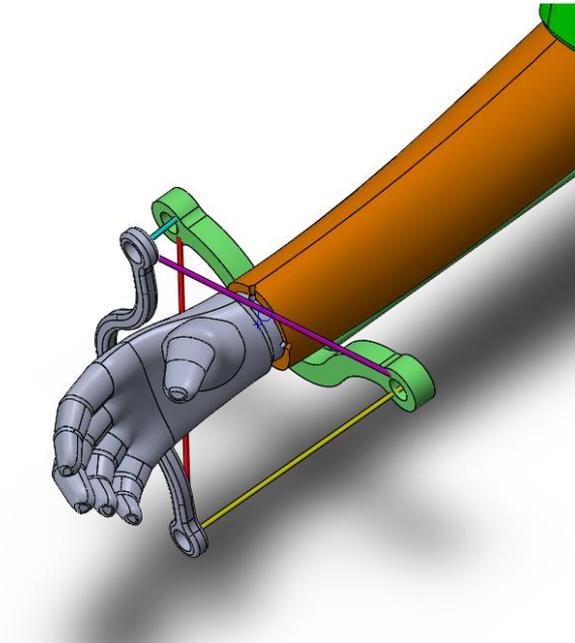


Figura 27. Rappresentazione della soluzione progettuale B, $d_0 < d_1$

Si analizzano le curve al variare del parametro K per la progettazione B, mantenendo tutte le altre dimensioni costanti:

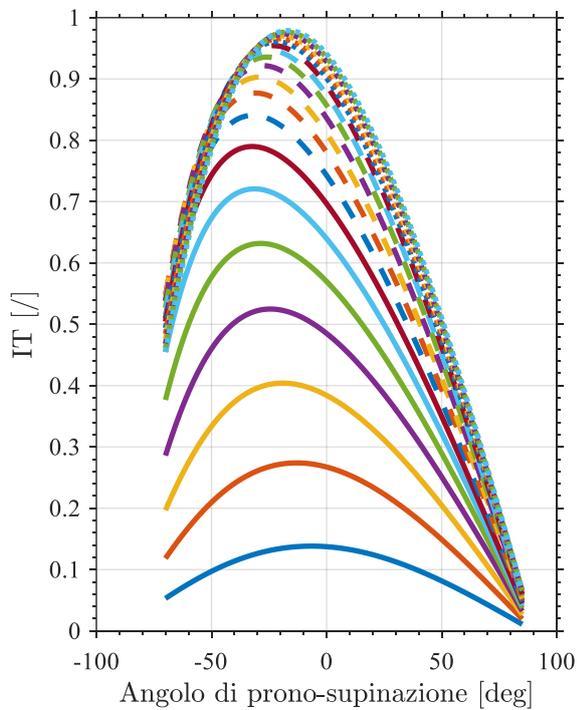


Figura 28a. Curve IT al variare di K – PS

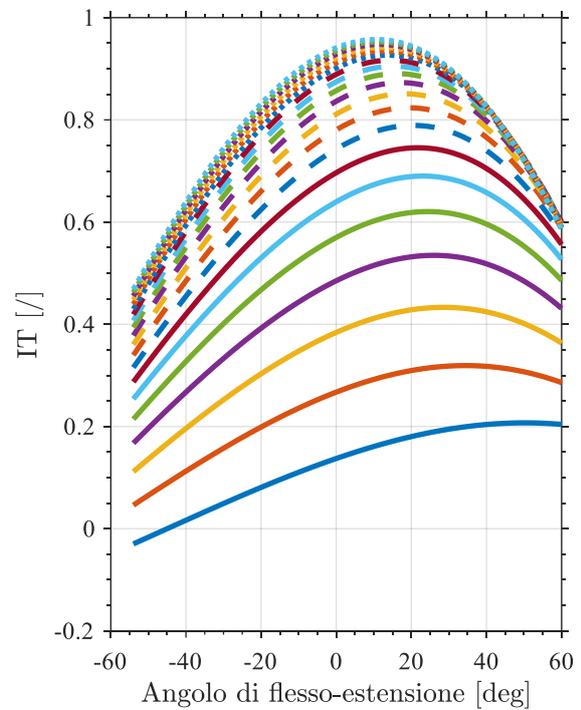


Figura 28b. Curve IT al variare di K - FE

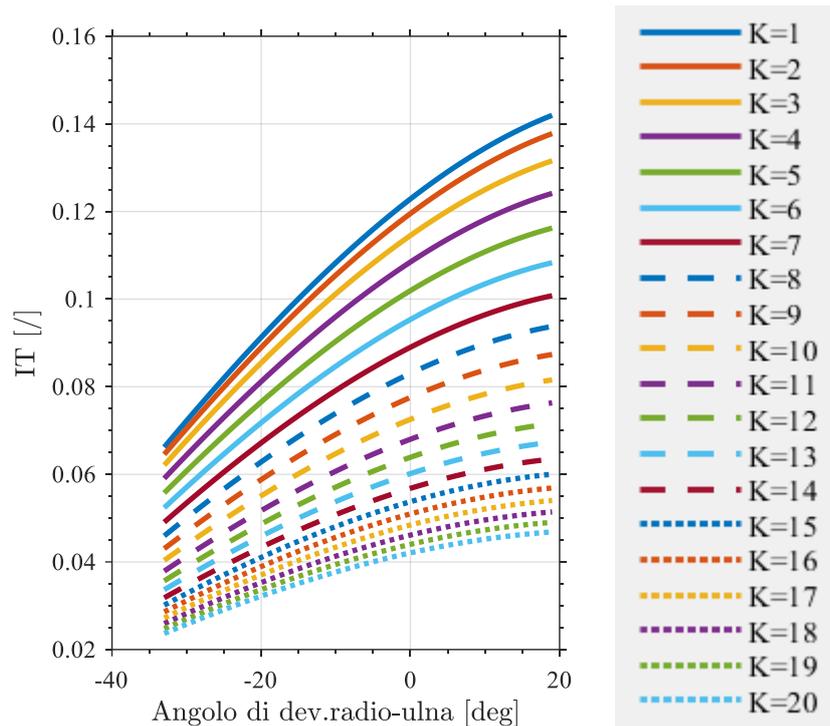


Figura 28c. Curve IT al variare di K – DR&U

L'andamento in figura 28a è del tutto simile all'analogo della progettazione A, diverso è invece quello per flessione-estensione per cui quasi non si osserva il fenomeno dell'inversione di segno di IT; esso si manifesta solo per un $K=1$, che non è realizzabile. Dal punto di vista dei valori dell'indice di trasmissione essi sono del tutto simili a quelli in figura 18b. Per la deviazione radio-ulna il discorso è differente: nella progettazione B il valore dell'IT in DR&U crolla, assumendo $K=1$ per avere gli IT più alti possibili si osserva in figura 20c un andamento di $0,3 < IT < 0,5$ mentre in figura 28c l'intervallo è di $0,06 < IT < 0,14$. È quindi possibile affermare che assumendo $d_0 > d_1$, gli indici di trasmissione durante FE e PS non variano considerevolmente ma, per quanto riguarda la DR&U non si ottengono valori accettabili di IT nella soluzione B. Anche in questo caso, essendo impostato pari a 6 il parametro J, per proporzionare un dispositivo che abbia almeno buone prestazioni in PS e FE è necessario che K assuma valori alti, maggiori di J. Configurazione ottimale $K > J$, anche per la progettazione B.

Si analizzano le curve al variare del parametro J per la progettazione B, mantenendo tutte le altre dimensioni costanti:

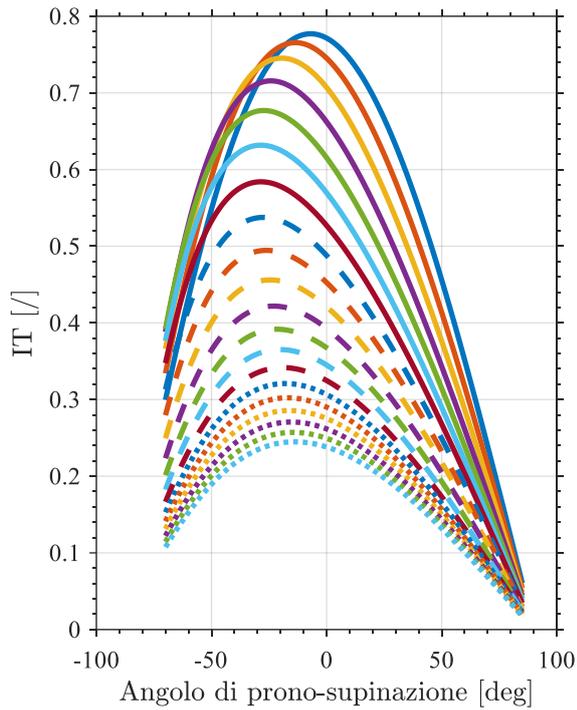


Figura 29a. Curve IT al variare di J – PS

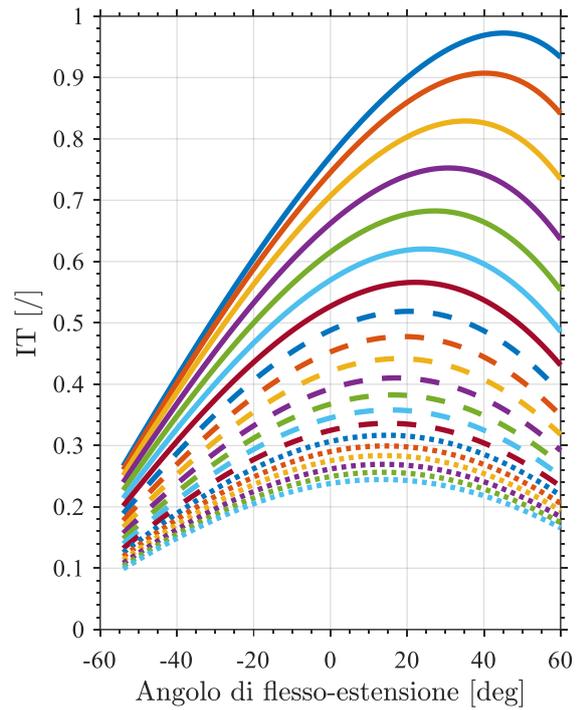


Figura 29b. Curve IT al variare di J - FE

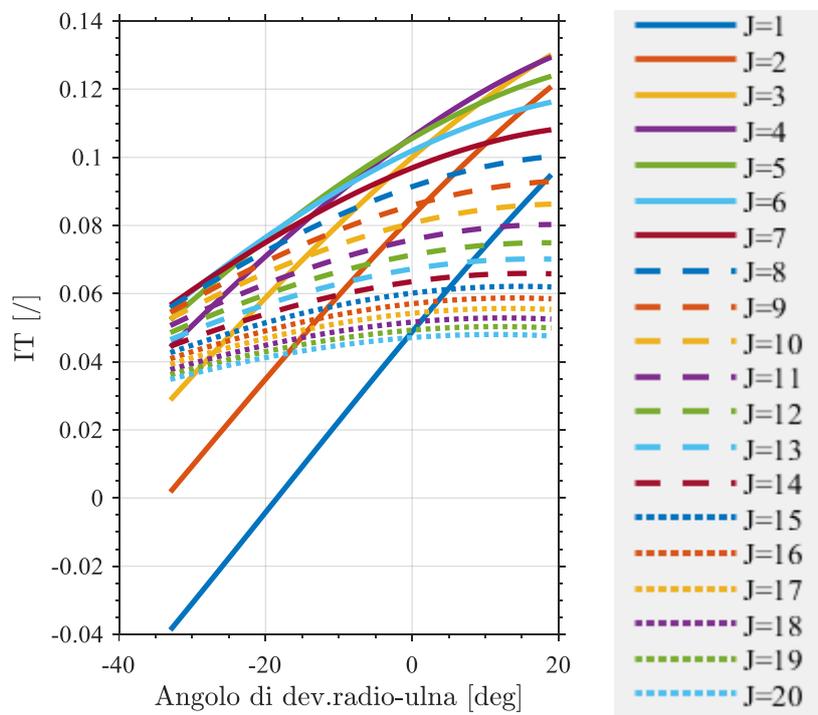


Figura 29c. Curve IT al variare di J – DR&U

In questo caso si osservano curve sia per la PS che per la FE analoghe a quelle della progettazione A con IT leggermente inferiori; per la deviazione radio-ulna, come per K, anche per il parametro J non

si hanno valori di efficienza accettabili. Inoltre, si osserva nella DR&U che l'IT nella configurazione J=1 presenta il problema del cambio di segno, non osservato nella progettazione A.

Infine, si analizzano le curve al variare del parametro Q per la progettazione B, mantenendo tutte le altre dimensioni costanti:

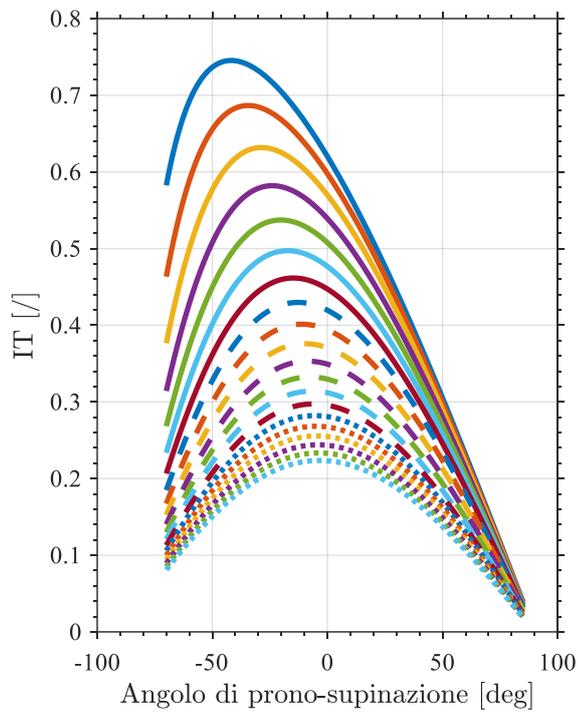


Figura 30a. Curve IT al variare di Q – PS

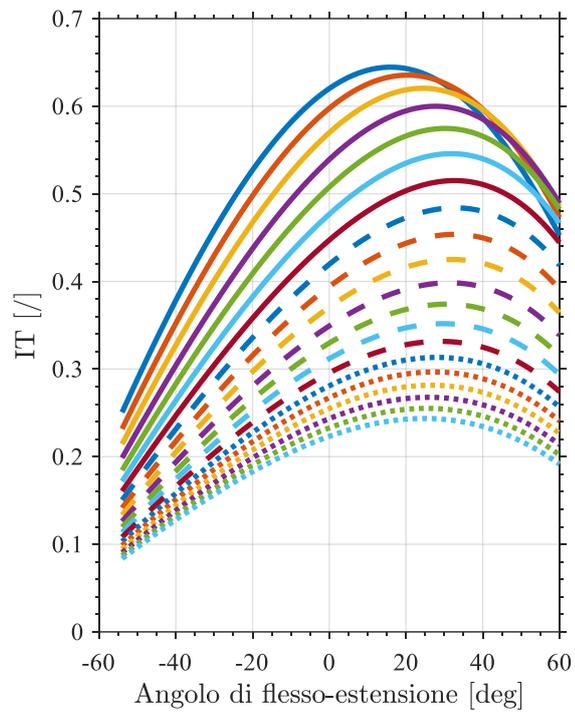


Figura 30b. Curve IT al variare di Q - FE

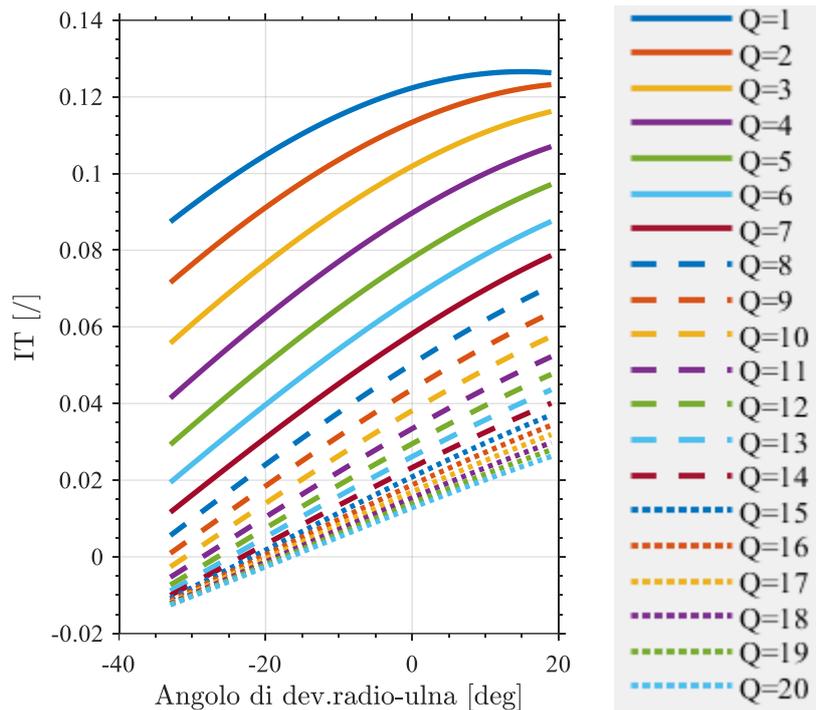


Figura 30c. Curve IT al variare di Q – DR&U

Le curve per l'IT di PS e FE sono analoghe alle rispettive curve della progettazione A, colpisce invece, l'andamento dell'IT per la DR&U che è opposto al precedente. Nella progettazione A, per avere un valore alto di IT occorre ampliare il più possibile la distanza d_0 , sono richiesti infatti alti valori da assumere per il parametro Q. Nella progettazione B invece sono richiesti valori di d_1 più bassi possibile (associati a valori bassi di Q), in definitiva la migliore struttura possibile per la struttura è quella con $d_0 \gg d_1$, cioè quella ottenuta nella progettazione A.

Per avere una configurazione di confronto si fa riferimento ad un proporzionamento che garantisca valori medi di IT per la progettazione B:

SOLUZIONE DI CONFRONTO (sol. 1B)		
K	Q	J
5	3	6

Tabella 11. Soluzioni di confronto per il proporzionamento del dispositivo

Per questo tipo di configurazioni sono stati valutati tramite CAD 3D gli intervalli di movimento effettivamente realizzabili dal dispositivo senza che si verifichi l'interferenza, ottenendo:

Soluzione 1A: Q=3; K=5; J=6;		
ROTAZIONE EFFETTUATA	RANGE DI MOVIMENTO	
Prono-supinazione	-55°	+55°
Flesso-estensione	-57°	+57°
Dev. ulna-radio	-33°	+19°
Prono-supinazione con D.U-R max.	-30°	+30°

Tabella 12. Intervalli di rotazione spaziabili dal dispositivo con progettazione B

La soluzione 1B non sarà considerata come una soluzione proposta viste i valori di efficienza così bassi riscontrati, viene però tenuta in considerazione e rappresentata per sottolineare quanto la condizione B sia meno efficiente in tutti i campi rispetto alla soluzione A.

2.5 Confronto tra indici di trasmissione per le diverse soluzioni

Sono di seguito proposti i grafici relativi alle curve di indice di trasmissione in ogni tipo di rotazione elementare, per ogni configurazione di proporzionamento proposta:

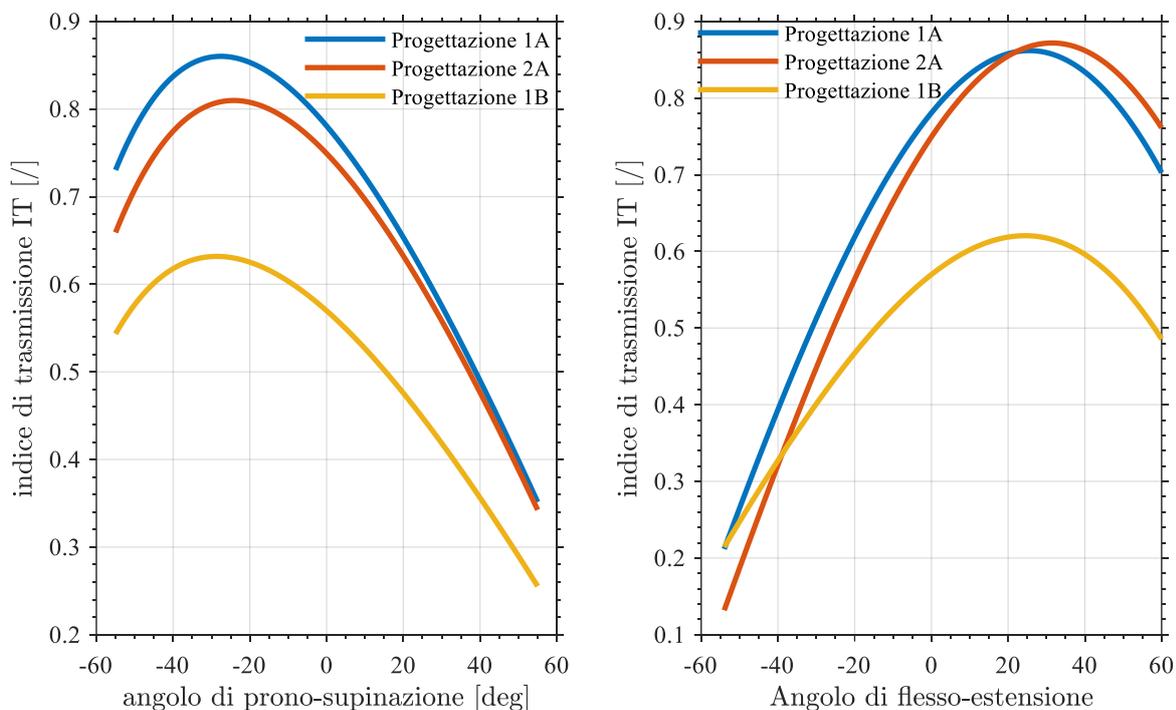


Figura 31a. Curve IT per il cavo 1 – PS

Figura 31b. Curve IT per il cavo 1 – FE

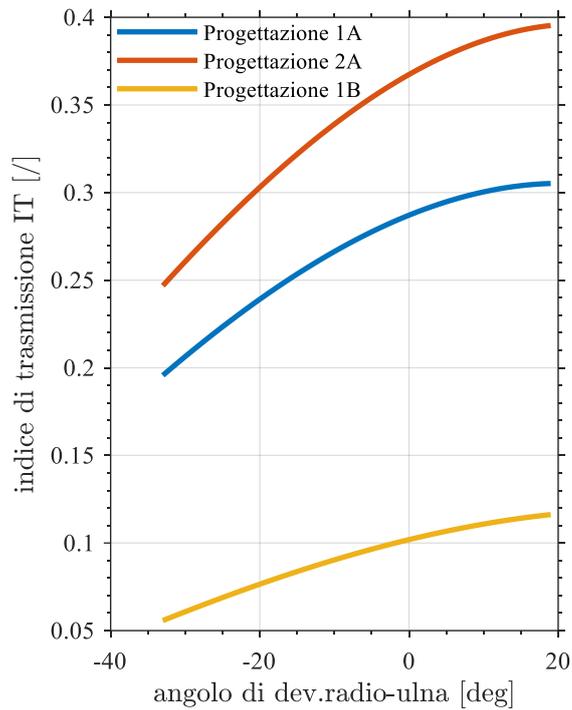


Figura 31c. Curve IT per il cavo 1 – DR&U

Per poter effettuare un confronto oggettivo tra le soluzioni, vengono calcolati per ogni andamento le grandezze principali che definiscono la curva; queste sono rappresentate da:

- Valore massimo IT
- Valore minimo IT
- Valore medio IT
- Deviazione standard

I primi tre parametri permettono una valutazione quantitativa dell'andamento dell'IT lungo le rotazioni e quindi del migliore valore di efficienza che il dispositivo assume; l'ultimo permette di comprendere quale sia la migliore configurazione dal punto di vista del controllo automatico del dispositivo che sarà realizzato. Come detto in precedenza le soluzioni a confronto saranno unicamente le soluzioni della progettazione A:

		IT_max	IT_min	IT_medio	Deviazione standard
Soluzione progettuale 1A	PS	0,860	0,351	0,760	0,153
	FE	0,862	0,212	0,754	0,190
	DR&U	0,305	0,196	0,273	0,034

Soluzione progettuale 2A	PS	0,810	0,343	0,717	0,138
	FE	0,872	0,132	0,764	0,224
	DR&U	0,395	0,247	0,348	0,046

Tabella 13. Valori caratteristici rappresentativi curve IT

Dai dati disponibili in tabella 13 si evince che l'efficienza media della trasmissione a cavi nel trasmettere la forza applicata sul cavo alla componente utile al movimento è molto alta per entrambe le soluzioni progettuali sia in PS che in FE, essa non è mai inferiore al 70 %. La differenza tra le soluzioni in PS è del 5% a vantaggio della soluzione 1, mentre per la FE è la soluzione 2 a vincere il confronto con un margine dell'1%. Dal punto di vista della variabilità del valore dell'IT lungo la rotazione, aspetto che influenza il controllo, il confronto è invertito, con la soluzione 1 ad essere la migliore nella variabilità della FE e la soluzione 2 ad avere la deviazione standard minore nella PS. Discorso differente merita la DR&U che assume sempre una efficienza particolarmente bassa, mai superiore al 40%. Da questo punto di vista, come noto, la soluzione 2 garantisce un valore medio di IT in DR&U migliore e pari al 34,8%, rispetto al 27,3% della soluzione 1. La variabilità in questo caso, valutata con la deviazione standard, risulta essere un parametro poco influente essendo un ordine di grandezza inferiore rispetto a quella vista in PS o FE.

2.6 Funzioni analitiche dell'indice di trasmissione

Volendo trovare la relazione più semplice per la valutazione della migliore terna di parametri K, J e Q si è svolta una ricerca delle funzioni analitiche per il calcolo dell'IT relative alla progettazione A. In figura 32 viene riportato lo schema di riferimento per il calcolo delle funzioni analitiche:

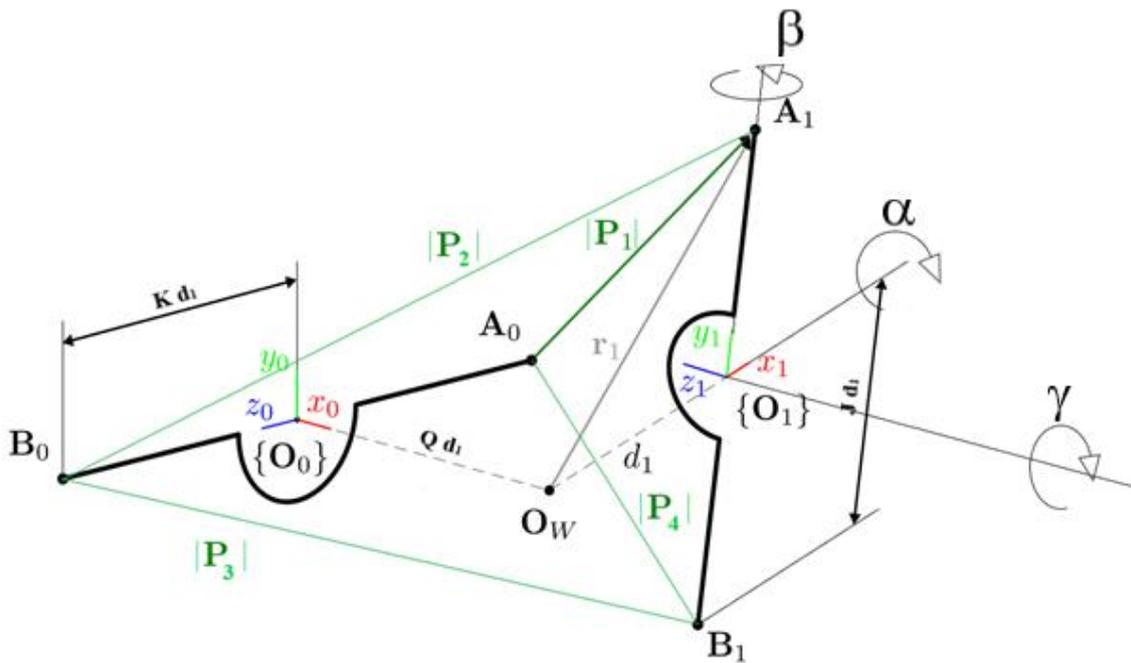


Figura 32. Riferimento cinematico per il calcolo delle funzioni analitiche dell'IT

Nel procedimento è stato utilizzato il live script di Matlab che ha permesso di effettuare calcoli matriciali letterali. Inizialmente sono state riportate tutte le grandezze allo stesso sistema di riferimento, quello mobile, utilizzando le matrici di trasferimento. Successivamente è stata calcolata la lunghezza di ogni tratto di cavo, compreso tra gli estremi di ancoraggio, e l'orientazione dello stesso rispetto alla terna del SDR mobile andando a dividere la proiezione del cavo lungo un asse della terna per la lunghezza totale del cavo. Per ogni tipo di rotazione è stata valutata quale orientazione influenzava l'IT e sono quindi state definite le formule analitiche caso per caso.

- **ROTAZIONE DI PRONO-SUPINAZIONE:**

in questo caso i cavi 1 e 4 realizzano il movimento di pronazione ($\alpha < 0$) e gli altri due cavi 2 e 3 realizzano la supinazione ($\alpha > 0$); i cavi lavorano contemporaneamente per realizzare la rotazione ma in opposizione, i cavi avranno quindi la stessa orientazione, da cui lo stesso indice di trasmissione a meno di un segno meno che è dovuto al fatto che i cavi sono specchiati rispetto al sistema di riferimento. La stessa considerazione vale per gli altri due cavi che realizzano la supinazione ($\alpha > 0$). Le formule analitiche sono ottenute considerando gli angoli di deviazione ulna-radio e flessione-estensione nulli, ottenendo:

cavo 1:

$$IT_{1P} = -\frac{K \cos(\alpha)}{\sqrt{J^2 - 2 \sin(\alpha) J K + K^2 + Q^2 + 2 Q + 1}}$$

cavo 4:

$$IT_{4P} = \frac{K \cos(\alpha)}{\sqrt{J^2 - 2 \sin(\alpha) J K + K^2 + Q^2 + 2 Q + 1}}$$

cavo 3:

$$IT_{3S} = -\frac{K \cos(\alpha)}{\sqrt{J^2 + 2 \sin(\alpha) J K + K^2 + Q^2 + 2 Q + 1}}$$

cavo 2:

$$IT_{2S} = \frac{K \cos(\alpha)}{\sqrt{J^2 + 2 \sin(\alpha) J K + K^2 + Q^2 + 2 Q + 1}}$$

- **ROTAZIONE DI FLESSO-ESTENSIONE:**

in questo caso i cavi 1 e 3 realizzano il movimento di flessione ($\beta > 0$) e gli altri due cavi 2 e 4 realizzano l'estensione ($\beta < 0$); i cavi lavorano in contemporanea per realizzare il movimento voluto, lavorano con la stessa orientazione e lavorano cavi dello stesso "lato"; questo porta ad avere equazioni dell'indice di trasmissione uguali per le coppie di cavi. Le formule analitiche per l'IT sono ottenute considerando gli angoli di deviazione ulna-radio e prono-supinazione nulli, ottenendo:

cavo 1:

$$IT_{1F} = -\frac{K \cos(\beta) - Q \sin(\beta)}{\sqrt{J^2 + (K \cos(\beta) - Q \sin(\beta))^2 + (Q \cos(\beta) + K \sin(\beta) + 1)^2}}$$

cavo 3:

$$IT_{3F} = -\frac{K \cos(\beta) - Q \sin(\beta)}{\sqrt{J^2 + (K \cos(\beta) - Q \sin(\beta))^2 + (Q \cos(\beta) + K \sin(\beta) + 1)^2}}$$

cavo 2:

$$IT_{2E} = \frac{K \cos(\beta) + Q \sin(\beta)}{\sqrt{J^2 + (K \cos(\beta) + Q \sin(\beta))^2 + (Q \cos(\beta) - K \sin(\beta) + 1)^2}}$$

cavo 4:

$$IT_{4E} = \frac{K \cos(\beta) + Q \sin(\beta)}{\sqrt{J^2 + (K \cos(\beta) + Q \sin(\beta))^2 + (Q \cos(\beta) - K \sin(\beta) + 1)^2}}$$

- **ROTAZIONE DI DEVIAZIONE ULNA-RADIO:**

in questo caso i cavi 1 e 2 lavorano simultaneamente nella realizzazione del movimento di deviazione radio ($\gamma > 0$); i cavi hanno la stessa orientazione ma con inclinazione speculare rispetto al sistema di riferimento. Il movimento si sviluppa però nel piano x-y senza mai eccedere nell'asse z, per questo motivo le equazioni per l'IT saranno quindi uguali. Il ragionamento è analogo per i cavi 3 e 4 che

realizzano la deviazione ulna ($\gamma < 0$). Le formule analitiche per l'IT sono ottenute considerando gli angoli di flessione e pronazione nulli, ottenendo:

cavo 1:

$$IT_{1R} = \frac{2J - Q \sin(\gamma) + J Q \cos(\gamma)}{\sqrt{J^2 + 1} \sqrt{(Q \cos(\gamma) + 1)^2 + (J - Q \sin(\gamma))^2 + K^2}}$$

cavo 2:

$$IT_{2R} = \frac{2J - Q \sin(\gamma) + J Q \cos(\gamma)}{\sqrt{J^2 + 1} \sqrt{(Q \cos(\gamma) + 1)^2 + (J - Q \sin(\gamma))^2 + K^2}}$$

cavo 3:

$$IT_{3U} = -\frac{Q (\sin(\gamma) - J \cos(\gamma))}{\sqrt{J^2 + 1} \sqrt{(Q \cos(\gamma) + 1)^2 + (J + Q \sin(\gamma))^2 + K^2}}$$

cavo 4:

$$IT_{4U} = -\frac{Q (\sin(\gamma) - J \cos(\gamma))}{\sqrt{J^2 + 1} \sqrt{(Q \cos(\gamma) + 1)^2 + (J + Q \sin(\gamma))^2 + K^2}}$$

Le formule analitiche ottenute non risultano essere di semplice trattazione; utilizzando il comando simplify di Matlab si è ottenuta la formulazione più semplificata che mantiene comunque una radice di somma di quadrati al denominatore (presente per il calcolo della lunghezza del cavo). Si può quindi affermare che a livello analitico uno studio di funzione per ottenere la terna che massimizza l'IT nei vari casi è difficilmente realizzabile. Si mantiene valido lo studio parametrico grafico realizzato in precedenza.

3. Analisi cinematica e dinamica del dispositivo

3.1 Flusso di potenza nel dispositivo proposto

Nel capitolo precedente il dispositivo è stato proporzionato nelle sue dimensioni fondamentali, la scelta sul tipo di progettazione proposta è ricaduta sulla soluzione 1A. Definito il proporzionamento è necessario comprendere quale sistema di attuazione è necessario associare al dispositivo per la realizzazione dei movimenti riabilitativi. La soluzione adottata è schematizzata in figura 33.

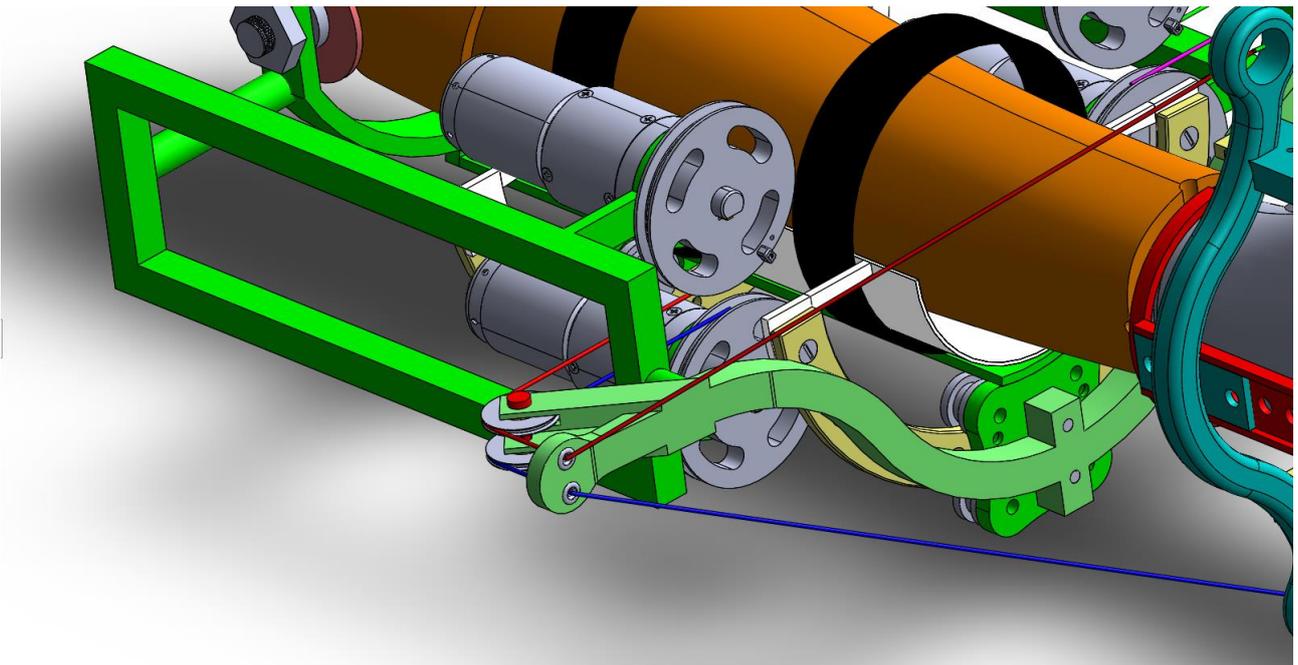


Figura 33. Progettazione funzionale del dispositivo - versione 1

Nella figura 33 è schematizzata quella che è la prima versione del dispositivo completo. Si osserva la presenza di quattro motori, collegati ciascuno ad un sistema di riduzione ed una puleggia; ognuno di essi gestisce un cavo singolo. Gestendo il verso di rotazione del motore sarà possibile avvolgere o far srotolare il cavo sulla puleggia, e quindi gestire i movimenti riabilitativi. Questa versione non pretende di essere la soluzione finale ma cerca di inquadrare quella che sarà poi la soluzione progettuale definitiva proposta. È ancora necessario, infatti, dimensionare tutti i componenti che prenderanno parte alla costruzione della soluzione finale, nello specifico, l'obiettivo di questa sezione è quello di andare a dimensionare i componenti di potenza del dispositivo. Come si può osservare in figura 34 il flusso di potenza parte da un sistema di alimentazione a batteria e giunge ai motori elettrici, uno per ogni cavo. Ogni motore è collegato ad un riduttore sul cui albero uscente verrà calettata una puleggia, quest'ultima, avvolgendo il cavo, lo porterà al valore di tensione voluto. Il cavo è messo in comunicazione con le estremità della piattaforma mobile, tramite pulegge di rinvio;

con queste ultime, abbinata a sensori, sarà inoltre possibile valutare l'effettiva tensione del cavo, ed usarla come feedback nel controllo ad anello. La trasmissione, rappresentata da pulegge e cavi, viene considerata a rendimento unitario.

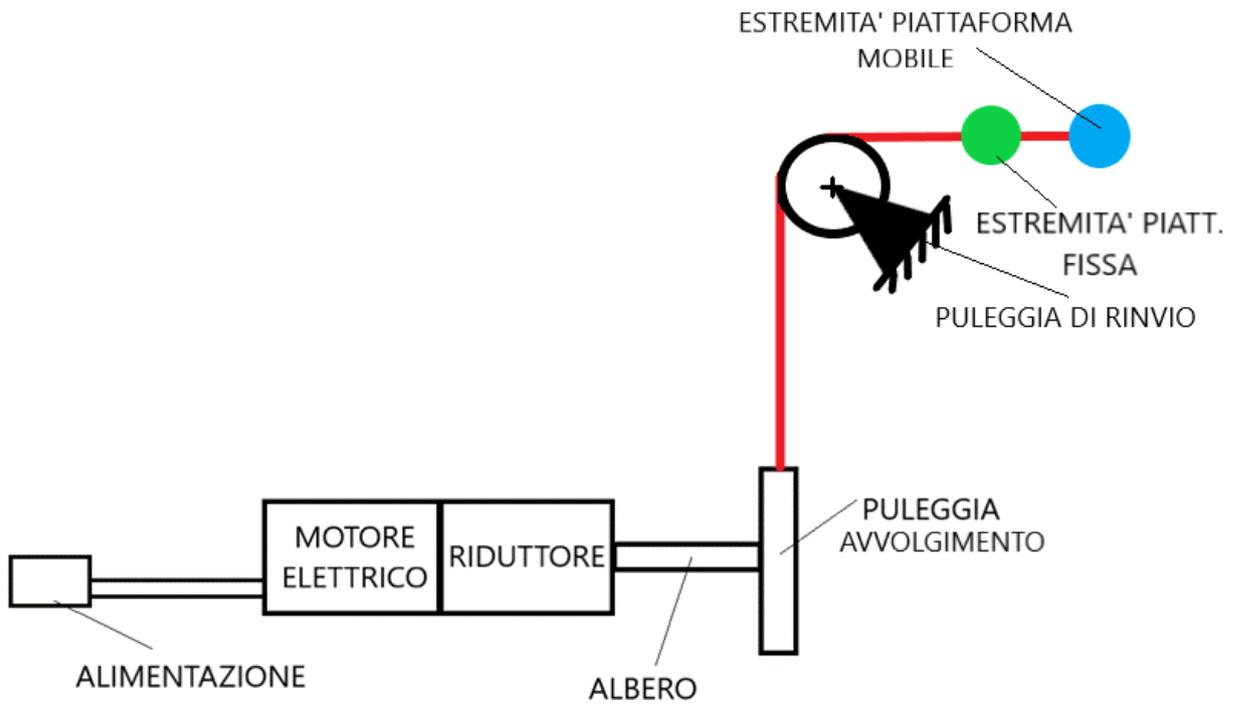


Figura 34. Analisi componenti presenti da alimentazione a piattaforma mobile

Dovendo garantire compattezza e indossabilità al dispositivo è necessario che i motori siano di dimensioni ridotte e il loro peso non arrivi a valori eccessivi. Allo stesso tempo, motori di piccole dimensioni, sono prodotti per forza di cose con un numero di giri di lavoro particolarmente elevato; durante la riabilitazione occorre garantire movimenti “dolci”, e quindi, si renderà necessario utilizzare un sistema di riduzione che gestisca questo aspetto. Gli elementi che si intende dimensionare in questa trattazione sono:

- Motori elettrici
- Riduttore
- Puleggia per l'avvolgimento dei cavi

Per farlo è necessario andare ad analizzare il flusso di potenza che il sistema gestisce durante ogni movimento riabilitativo. Andando ad analizzare i quattro cavi utilizzati, si osserva che durante il movimento riabilitativo essi si contraggono o estendono rimanendo in tensione. Il loro movimento è quindi caratterizzato da una velocità lineare: il motore avvolge il cavo sulla puleggia trasformando il moto rotatorio dell'albero motore in una velocità lineare per il cavo. Oltre alla velocità lineare,

durante il movimento, i cavi subiscono un tensionamento. Durante il movimento, tensione e velocità lineare sono sempre dirette nella stessa direzione, quindi, per valutare la potenza ad ogni cavo, non basterà che moltiplicare queste due grandezze: $P = \bar{F} \cdot \bar{v}$

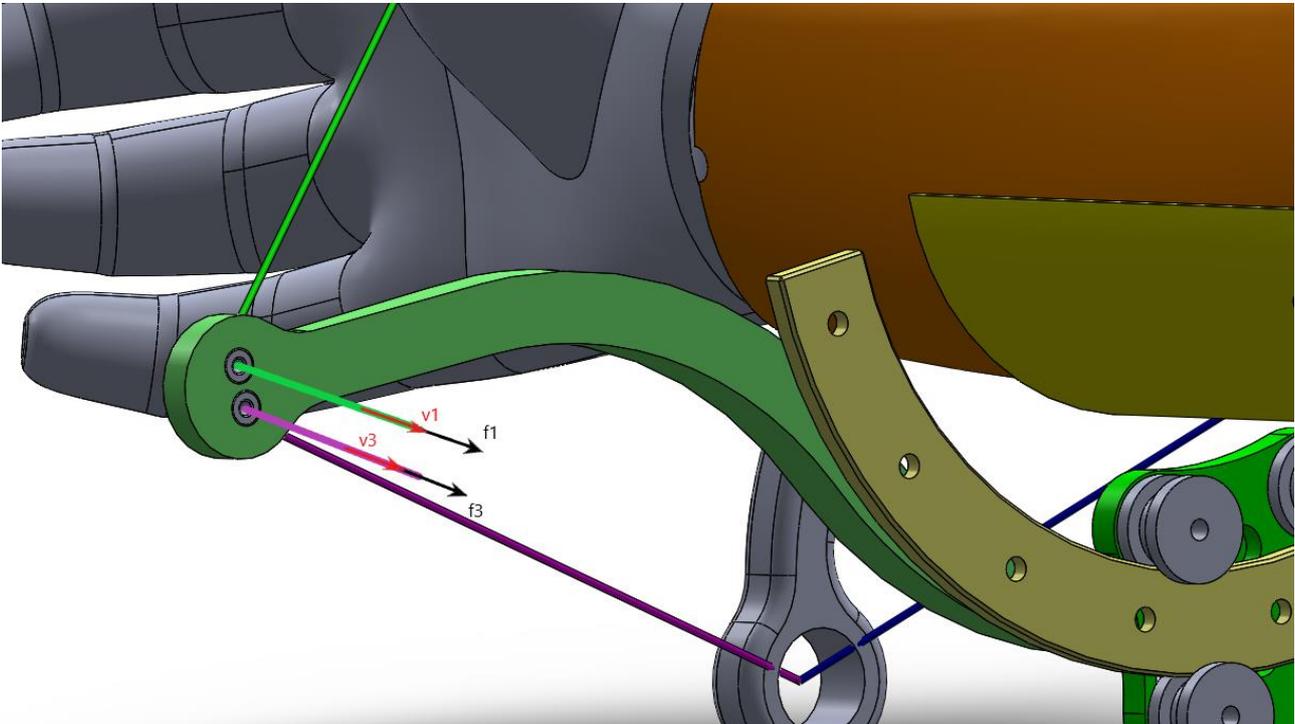


Figura 35. Rappresentazione dei cavi 1 e 3 durante il movimento di flessione, tensione e velocità lineare

Dalla semplice rappresentazione in figura 35 è possibile osservare la velocità lineare del cavo, indicata con “v” e tensione del cavo, indicata con “f”. L’analisi per la valutazione del flusso di potenza, si articola nel calcolo di queste due grandezze, scomponendosi in due parti fondamentali:

- cinematica del dispositivo → calcolo della velocità lineare del cavo e del diametro minimo delle pulegge
- dinamica del dispositivo → calcolo della tensione al cavo e delle forze risultanti che si scaricano su polso e dispositivo

Per dimensionare il sistema di potenza occorre valutare la massima potenza che il singolo cavo assorbe durante i movimenti riabilitativi; successivamente si associa ad ogni cavo del dispositivo un motore elettrico che sia in grado di garantire la potenza calcolata. Per il calcolo della potenza sono percorribili due strade: la prima prevede di valutare la potenza massima necessaria al dispositivo come prodotto tra la velocità massima del singolo cavo e la massima tensione a cui il cavo viene sottoposto. Questo tipo di valutazione si limita al calcolo dei valori massimi senza capire se questi si presentano contemporaneamente durante il movimento, è quindi possibile che la potenza valutata sia

anche molto diversa dalla massima effettiva. La seconda prevede un calcolo più preciso, sono infatti valutate delle caratteristiche di potenza ottenute come prodotto degli andamenti effettivi durante il movimento, di velocità lineare e tensione. Nella trattazione sono sviluppati e confrontati entrambi i metodi.

3.2 Cinematica del dispositivo

3.2.1 Velocità lineare massima

Andando ad analizzare la cinematica del dispositivo è possibile valutare la velocità lineare dei cavi in ogni possibile movimento riabilitativo. Quest'ultima è rappresentata in figura 36:

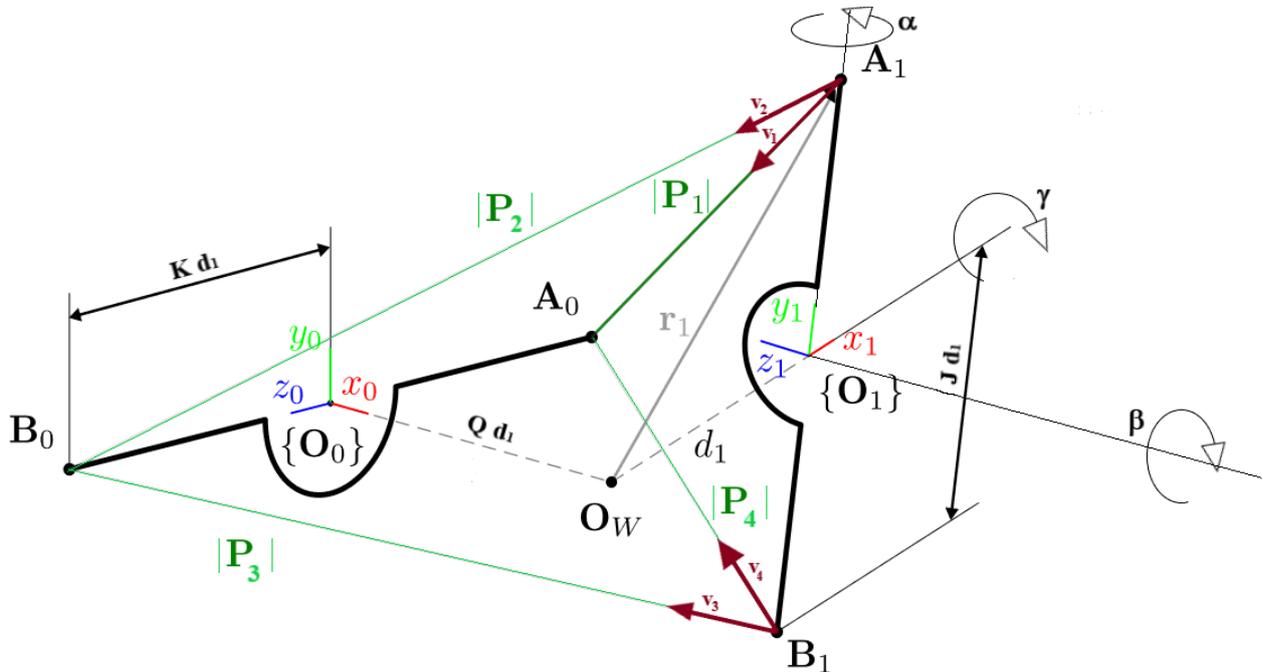


Figura 36. Cinematica del dispositivo

Il massimo valore che il singolo cavo vede di velocità è calcolato con l'ausilio di un codice matlab costruito ad hoc, *vel_max_fmicon*. Nel codice è stata definita la funzione lunghezza del cavo come norma della differenza delle coordinate che individuano i suoi punti di ancoraggio alle piattaforme, nonché il valore $|P_1|$; la funzione descritta è stata poi derivata rispetto al tempo introducendo le velocità di rotazione $\dot{\alpha}$, $\dot{\beta}$, $\dot{\gamma}$. È infatti scontato che la velocità lineare del cavo sia funzione delle velocità di rotazione imposte dal dispositivo al paziente in riabilitazione. Vengono riportati i calcoli espliciti per il cavo 1: grazie alle matrici di trasformazione omogenea è possibile ottenere i vettori che definiscono i punti di ancoraggio rispetto allo stesso sistema di riferimento. È quindi possibile valutare il vettore che definisce il cavo, dalla semplice relazione $\widehat{P}_1 = \widehat{A}_1 - \widehat{A}_0$; la norma del vettore è definita da $|\widehat{P}_1| = \sqrt{(P_{1x})^2 + (P_{1y})^2 + (P_{1z})^2}$. Si giunge quindi ad una funzione di distanza tra i punti di ancoraggio che dipende dagli angoli di movimento descritti dal dispositivo oltre che dalla geometria dello stesso $|\widehat{P}_1| = f(\alpha, \beta, \gamma, K, J, Q, d_1)$. Inoltre, ogni angolo di movimento può essere

definito con la relazione rispettiva: $\alpha = \dot{\alpha}t$ $\beta = \dot{\beta}t$ $\gamma = \dot{\gamma}t$. È quindi possibile derivare la funzione $|\hat{P}_1|$ rispetto al tempo ottenendo la velocità del cavo.

Le velocità sono introdotte nel codice come intervalli, dal massimo positivo al minimo negativo, la funzione implementata nel codice andrà a trovare la configurazione delle velocità in cui si manifesta la velocità del cavo più alta, orientandosi tra questi valori. Dovendo stabilire un intervallo di velocità di rotazione da inserire nel codice è stata effettuata una ricerca bibliografica su quali fossero i valori tipici di velocità rotativa nei movimenti riabilitativi. I risultati sono stati scarsi, non essendo esplicitato nella letteratura scientifica a disposizione nessun riferimento circa questi valori. Si è quindi passati ad una valutazione figlia della sensibilità pratica, si è assunto come riferimento un tempo pari a 1 secondo per lo svolgimento di una semi-rotazione elementare.

Noti i campi di moto per le rotazioni elementari, sono state definiti i seguenti intervalli di velocità, disponibili in tabella 14:

MOVIMENTO	INTERVALLO DI VELOCITA'
Prono-supinazione	$\dot{\alpha} : -55^\circ/s \quad +55^\circ/s$
Flesso-estensione	$\dot{\beta} : -54^\circ/s \quad +54^\circ/s;$
Deviazione radio-ulna	$\dot{\gamma} : -33^\circ/s \quad +33^\circ/s$

Tabella 14. Intervalli di velocità di rotazione elementare di riferimento

Con i dati a disposizione, il codice è in grado di valutare le massime velocità lineari che si manifestano durante le rotazioni elementari. I risultati ottenuti sono riportati in tabella 15, oltre a definire il valore massimo di velocità, il codice stabilisce anche per quale valore di velocità di rotazione esso si manifesta.

MOVIMENTO	VELOCITÀ LINEARE MASSIMA	VELOCITÀ DI ROTAZIONE ELEMENTARE
Prono-supinazione	74,94 mm/s; per tutti i cavi	$\dot{\alpha} = +55^\circ/s$; per i cavi 1 e 4 $\dot{\alpha} = -55^\circ/s$; per i cavi 2 e 3
Flesso-estensione	14,72 mm/s; per tutti i cavi	$\dot{\beta} = -54^\circ/s$; per i cavi 1 e 3 $\dot{\beta} = +54^\circ/s$; per i cavi 2 e 4
Deviazione radio- ulna	16,86 mm/s; per tutti i cavi	$\dot{\gamma} = -33^\circ/s$; per i cavi 1 e 2 $\dot{\gamma} = +33^\circ/s$; per i cavi 3 e 4

Tabella 15. Massima velocità lineare dei cavi nelle rotazioni elementari

Nel caso in cui il movimento riabilitativo prevedesse di effettuare in contemporanea più movimenti elementari, è necessario comprendere quali siano gli effettivi campi di moto realizzabili dal dispositivo senza che si manifesti l'interferenza. Per le rotazioni elementari sono infatti raggiunti dei valori di angolo di rotazione molto maggiori rispetto a quelli che si raggiungerebbero in caso di rotazioni combinate, prima del manifestarsi dell'interferenza. Sono quindi stati valutati gli effettivi campi di moto del dispositivo in presenza delle tre rotazioni combinate. Si ricorda che la geometria del dispositivo, impartita al codice, è quella della soluzione progettuale 1A. Per la valutazione degli angoli effettivi di movimento si è deciso, in modo arbitrario, di garantire il corretto svolgersi della deviazione radio-ulna su tutto il range suggerito dalle *ADLs*, per la FE si è utilizzato un range simmetrico per semplificare la trattazione ed infine, per la PS si definisce il valore che è possibile raggiungere prima del manifestarsi dell'interferenza. Ogni cavo ha la sua condizione di interferenza massima, ne consegue che i valori limite siano differenti a seconda del cavo analizzato. I risultati ottenuti sono stati riportati in tabella 16:

CAVO n	ANGOLI RAGGIUNTI SENZA INTERFERENZA
Cavo 1	$\alpha = +15^\circ -- \beta = -54^\circ -- \gamma = -33^\circ$
Cavo 2	$\alpha = -15^\circ -- \beta = +54^\circ -- \gamma = -33^\circ$
Cavo 3	$\alpha = -30^\circ -- \beta = -54^\circ -- \gamma = +19^\circ$
Cavo 4	$\alpha = +30^\circ -- \beta = +54^\circ -- \gamma = +19^\circ$

Tabella 16. Angoli raggiunti con tre movimenti combinati prima dell'interferenza cavo-paziente

Essendo necessario realizzare movimenti combinati, si ritiene opportuno diminuire le velocità di rotazione facendo riferimento ad una nuova legge secondo cui il semi-movimento combinato viene eseguito in due secondi. Dati i valori di angolo in tabella 16, è possibile, inserire i range di velocità di rotazione dei tre movimenti nel codice Matlab. Con i dati a disposizione il codice ha valutato le velocità massime di ogni cavo, associandole alla terna di velocità di rotazione per cui esse si manifestavano. I risultati ottenuti sono disponibili in tabella 16:

CAVO n	VELOCITÀ LINEARE MASSIMA	VELOCITÀ DI ROTAZIONE
Cavo 1	31,73 mm/s	$\dot{\alpha} = +7,5^\circ/s; \dot{\beta} = -27^\circ/s; \dot{\gamma} = -16,5^\circ/s$
Cavo 2	31,73 mm/s	$\dot{\alpha} = -7,5^\circ/s; \dot{\beta} = +27^\circ/s; \dot{\gamma} = -16,5^\circ/s$
Cavo 3	33,35 mm/s	$\dot{\alpha} = -15^\circ/s; \dot{\beta} = -27^\circ/s; \dot{\gamma} = +9,5^\circ/s$

Cavo 4	33,35 mm/s	$\dot{\alpha} = +15^\circ/s; \dot{\beta} = +27^\circ/s; \dot{\gamma} = 9,5^\circ/s$
--------	------------	---

Tabella 17. Velocità lineari massime ed intervalli di velocità di rotazione associati

Andando ad analizzare più nello specifico i risultati ottenuti si osserva che la massima velocità lineare vista da ogni cavo, si manifesta con opportune terne di velocità di rotazione dei tre movimenti caratteristici. Nello specifico i valori di velocità di rotazione hanno modulo sempre pari al valore massimo possibile specifico per la rotazione ed il segno è definito dal cavo analizzato. Se si analizza per esempio il cavo 1, il massimo valore di velocità lineare si manifesta quando il cavo sta realizzando i movimenti di supinazione, estensione e deviazione ulna; per il cavo 2 durante il movimento di pronazione, flessione e deviazione ulna; per il cavo 3 durante il movimento di pronazione, estensione e deviazione radio; per il cavo 4 durante il movimento di supinazione, flessione e deviazione radio. I valori di velocità lineare si attestano tutti nell'intorno dei 30 mm/s.

Nel caso in cui non si fosse considerato l'aspetto fondamentale dell'interferenza, considerando i movimenti combinati come semplice sovrapposizione dei movimenti elementari, si sarebbero ottenuti i valori in tabella 18:

CAVO n	VELOCITÀ LINEARE MASSIMA	VELOCITÀ DI ROTAZIONE
Cavo 1	106,57 mm/s	$\dot{\alpha} = +55^\circ/s; \dot{\beta} = -54^\circ/s; \dot{\gamma} = -33^\circ/s$
Cavo 2	106,57 mm/s	$\dot{\alpha} = -55^\circ/s; \dot{\beta} = +54^\circ/s; \dot{\gamma} = -33^\circ/s$
Cavo 3	106,57 mm/s	$\dot{\alpha} = -55^\circ/s; \dot{\beta} = -54^\circ/s; \dot{\gamma} = +33^\circ/s$
Cavo 4	106,57 mm/s	$\dot{\alpha} = +55^\circ/s; \dot{\beta} = +54^\circ/s; \dot{\gamma} = 33^\circ/s$

Tabella 18. Velocità lineari massime senza porsi la questione dell'interferenza

Confrontando questi valori con quelli dei movimenti elementari in tabella 15, può osservarsi che la somma delle velocità lineari dei movimenti elementari è pari a quella del rispettivo movimento combinato. Questo aspetto, oltre a dimostrare la bontà del modello utilizzato, fa comprendere come, dal punto di vista della velocità lineare, sia possibile applicare il principio di sovrapposizione degli effetti.

3.2.2 Andamento completo della velocità lineare

Per continuità con la trattazione precedente, vengono qui rappresentati gli andamenti di velocità lineare durante i movimenti rotativi elementari. Per farlo viene utilizzato il codice Matlab,

vel_max_delta_cavi_grafici, inserendo le velocità di rotazione di tabella 15; i risultati ottenuti sono rappresentati in figura 37:

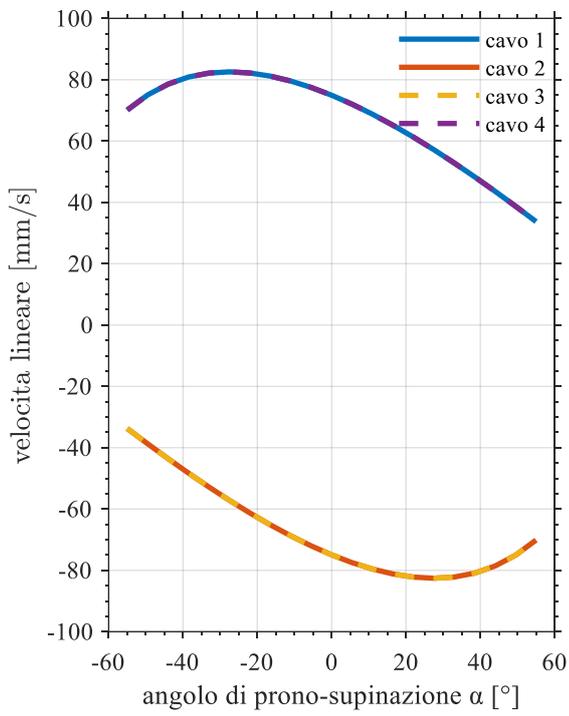


Figura 37a. Vel. lineare durante la rotazione di PS

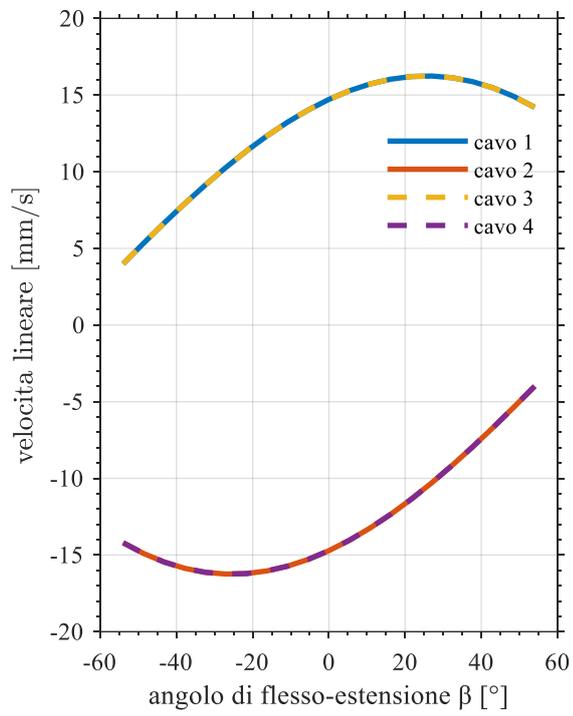


Figura 37b. Vel. lineare durante la rotazione di FE

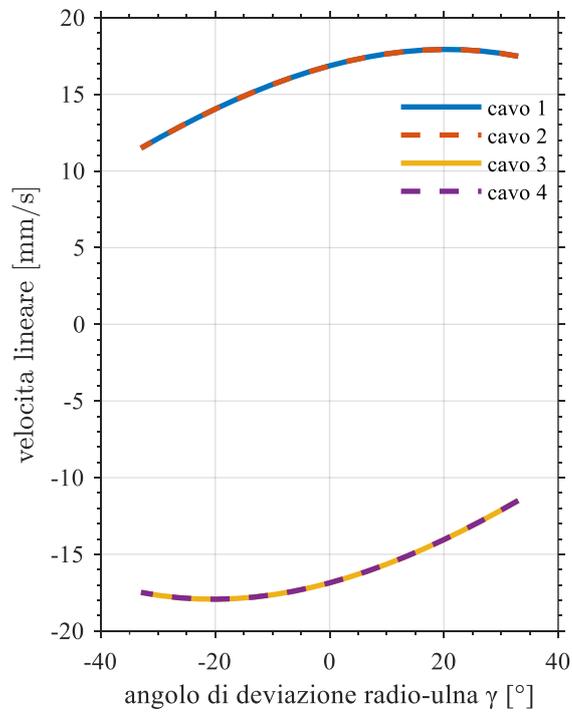


Figura 37c. Vel. lineare durante la rotazione di DR&U

Come è possibile osservare dalle figure, ogni andamento vede due cavi a velocità lineare positiva e due cavi a velocità lineare negativa. Questo è dovuto all'aspetto più volte sottolineato in precedenza per cui nella realizzazione di un movimento solo due cavi sono effettivamente in tensione mentre i restanti sono in allungamento e quindi con velocità lineare di segno negativo.

Passando alla rappresentazione delle curve di velocità lineare per rotazioni contemporanee su più assi, è noto che, la massima velocità lineare si ottiene per determinate terne di velocità di rotazione, come stabilito dal paragrafo precedente. Volendo valutare in modo più preciso il valore massimo di potenza richiesta dal singolo cavo durante i movimenti riabilitativi, si analizzano le curve di andamento della velocità lineare proprio durante le rotazioni combinate in cui è noto il manifestarsi del picco massimo di velocità. Per farlo viene nuovamente utilizzato il codice Matlab, *vel_max_delta_cavi_grafici*, inserendo le velocità di rotazione di tabella 17; i risultati ottenuti sono rappresentati in figura 38:

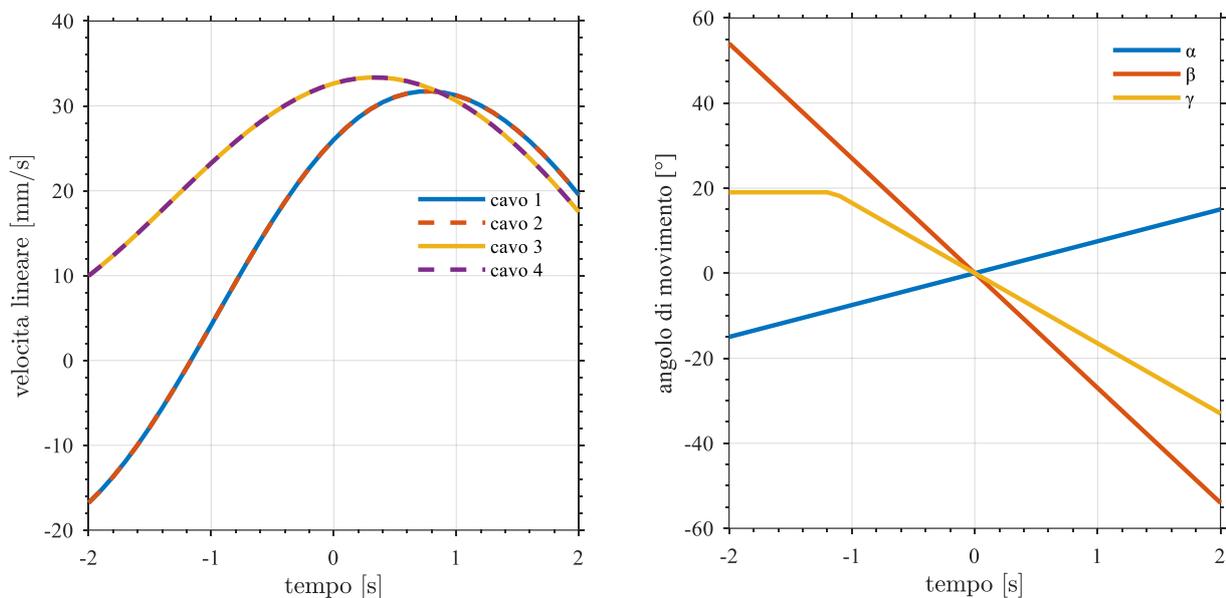


Figura 38. Nell'immagine di sinistra (38a) si ha l'andamento della velocità lineare per ogni cavo nella rotazione combinata in cui si manifesta la velocità lineare massima. Nell'immagine a fianco (38b) si ha l'andamento degli angoli spaziali dal dispositivo durante il movimento che manifesta la velocità massima lineare per il cavo 1

La figura 38a ha la grandezza tempo sull'asse delle ascisse, questa scelta è necessaria in quanto i quattro andamenti realizzati in figura non avvengono con le stesse velocità di rotazione, quindi, i punti di pari ascissa non vedono valori uguali delle grandezze α , β , γ . Da qui la necessità di utilizzare la grandezza indipendente e conforme per le quattro curve, il tempo. Si osserva in figura 38a come le curve siano nuovamente sovrapposte a due a due, i valori massimi di velocità coincidono con quelli valutati dal modello con codice che utilizza la funzione *fmincon*. Si riporta, per completezza, in figura

38b, l'andamento degli angoli spazati dal dispositivo durante il movimento che manifesta la velocità massima lineare per il cavo 1. Come si può osservare giunti al valore di 19° in deviazione radio, la rotazione lungo questa direzione si arresta.

3.2.3 Dimensionamento preliminare pulegge

Utilizzando lo stesso codice con opportune modifiche, è stato possibile andare a valutare quella che è una dimensione preliminare delle pulegge del dispositivo. Essendo infatti completamente implementata la geometria all'interno del codice *vel_max_delta_cavi_grafici*, facendo semplici valutazioni geometriche, è possibile stabilire quale sia l'entità di allungamento ed accorciamento dei cavi durante i movimenti riabilitativi. Queste ultime grandezze sono quelle necessarie per una valutazione preliminare delle dimensioni della puleggia calettata sui vari alberi motore. Per il calcolo dell'allungamento del filo è sufficiente fare la differenza tra lunghezza del cavo nella posizione "estrema", cioè con angoli di rotazione massimi e la lunghezza del cavo nella posizione neutra. Per l'accorciamento è sufficiente fare la differenza tra lunghezza del cavo nella posizione neutra, cioè con angoli di rotazione nulli e la lunghezza del cavo nella posizione estrema con angoli opposti. Per chiarire questo aspetto si rappresenta in figura 39 l'andamento della lunghezza del cavo 1 durante il movimento di prono-supinazione:

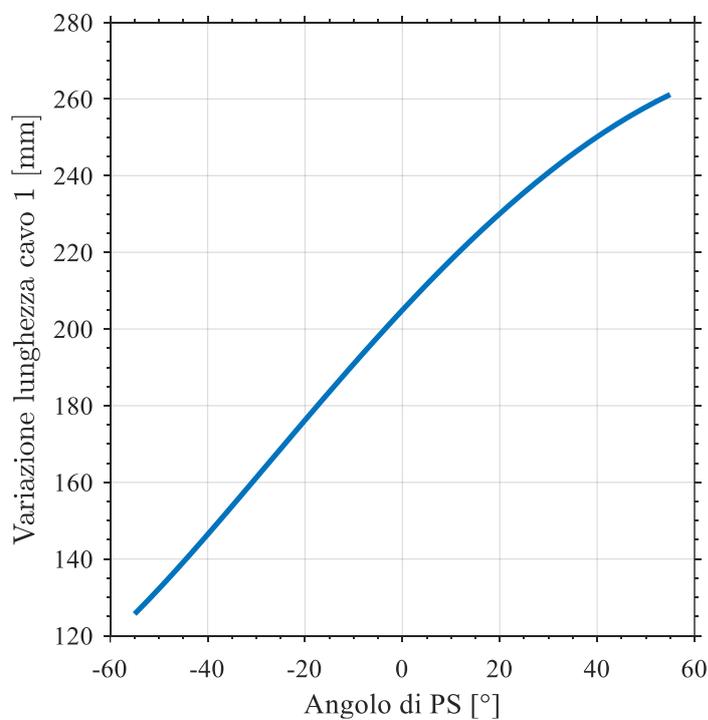


Figura 39. Variazione della lunghezza del cavo 1 durante il movimento di prono-supinazione

Volendo effettuare il movimento di pronazione, cioè raggiungere angoli negativi il cavo 1 deve essere messo in tensione e contratto, osserviamo infatti una diminuzione della distanza tra i punti di ancoraggio $|P_1|$ per raggiungere angoli in pronazione. Le considerazioni sono opposte per la supinazione, durante questa rotazione il cavo 1 è passivo e subisce un allungamento dovuto all'accorciarsi dei cavi 2 e 3. È quindi possibile andare a valutare la variazione di lunghezza per ogni cavo che si osserva nelle rotazioni elementari oppure per i movimenti combinati massimi. I risultati sono riportati in tabella 19a e 19b:

MOVIMENTO	INTERVALLO ROTATIVO	VARIAZIONE LUNGHEZZA
Prono-supinazione	$\alpha = [-55^\circ, 55^\circ]$	135,53 mm
Flesso-estensione	$\beta = [-54^\circ, 60^\circ]$	27,50 mm
Deviazione radio-ulna	$\gamma = [-33^\circ, 19^\circ]$	32,14 mm

Tabella 19a. Variazione lunghezza comune a tutti i cavi per le rotazioni elementari

CAVO n	INTERVALLO ROTATIVO	VARIAZIONE LUNGHEZZA
Cavo 1	$\alpha = [-15^\circ, 15^\circ]; \beta = [-54^\circ, 54^\circ]; \gamma = [-33^\circ, 19^\circ]$	73,08 mm
Cavo 2	$\alpha = [-15^\circ, 15^\circ]; \beta = [-54^\circ, 54^\circ]; \gamma = [-33^\circ, 19^\circ]$	73,08 mm
Cavo 3	$\alpha = [-30^\circ, 30^\circ]; \beta = [-54^\circ, 54^\circ]; \gamma = [-33^\circ, 19^\circ]$	102,63 mm
Cavo 4	$\alpha = [-30^\circ, 30^\circ]; \beta = [-54^\circ, 54^\circ]; \gamma = [-33^\circ, 19^\circ]$	102,63 mm

Tabella 19b. Variazione lunghezza massima per il singolo cavo nei movimenti combinati

Confrontando i valori espressi nelle tabelle 19, è possibile stabilire che la massima variazione di lunghezza è quella osservata nel movimento elementare di prono-supinazione da tutti i cavi, pari a 135,53 mm.

Definiti questi valori è possibile stabilire il valore preliminare del diametro delle pulegge di avvolgimento. Facendo riferimento alla puleggia in figura 35, è possibile valutare il diametro di avvolgimento dalla semplice relazione:

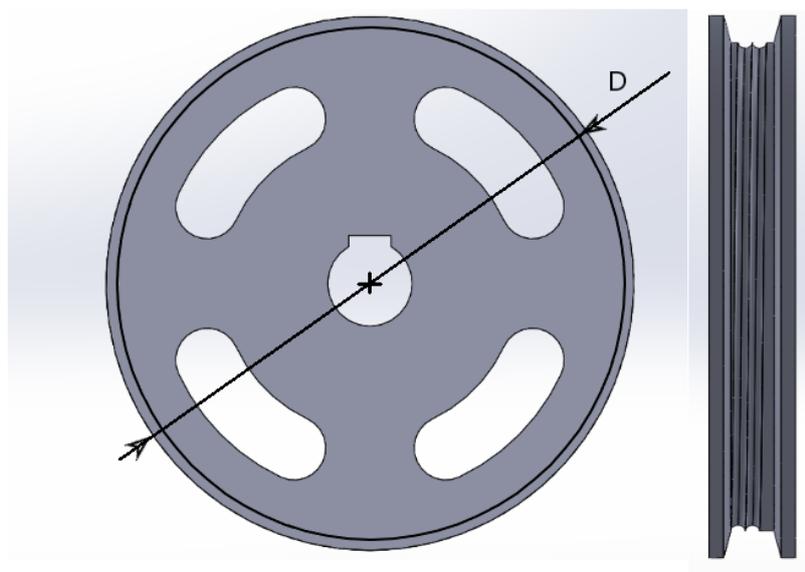


Figura 40. Rappresentazione in due viste della puleggia d'avvolgimento cavi

$$D = \frac{\Delta_{cavo}}{\pi n} ;$$

in cui al numeratore è presente la variazione di lunghezza che il cavo subisce durante i vari movimenti riabilitativi, mentre a denominare è presente il prodotto tra la costante π e n che indica il numero di giri che il cavo può fare attorno alla puleggia. Definendo una puleggia con tre sedi per l'avvolgimento è possibile valutare i diametri minimi di puleggia richiesti dal dispositivo, riportati in tabella 20:

CAVO n	VARIAZIONE DI LUNGHEZZA MASSIMA	DIAMETRO MINIMO DELLA PULEGGIA
Cavo 1 – 2 – 3 – 4	135,53 mm	14,38 mm

Tabella 20. Diametro minimo per le pulegge

3.3 Dinamica del dispositivo

Si procede ora con l'analisi dinamica del dispositivo. L'obiettivo di questa analisi è quello di andare a valutare sia le tensioni ai cavi durante i movimenti che il valore delle risultanti nelle tre direzioni del sistema di riferimento mobile, ancorato alla piattaforma mobile. Per farlo si rende necessario analizzare la rappresentazione schematica di figura 41:

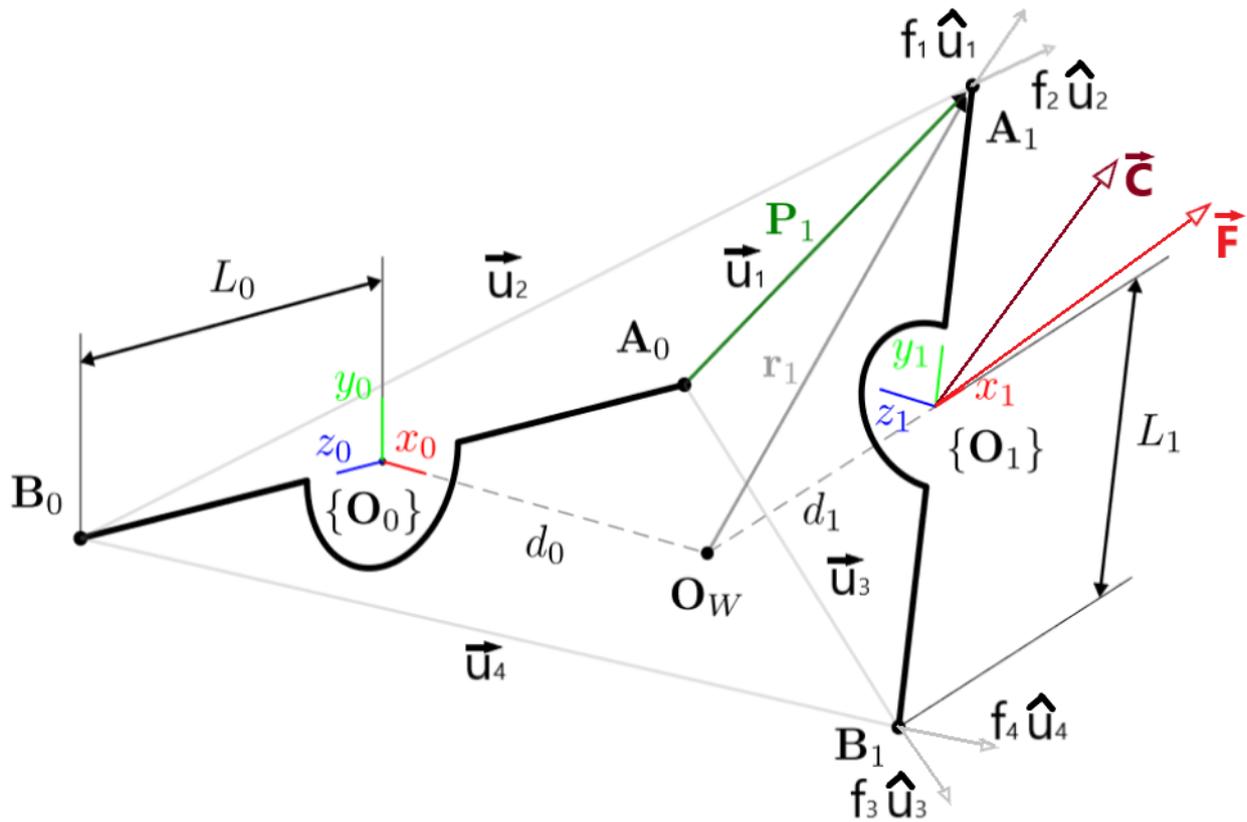


Figura 41. Rappresentazione schematica analisi quasi-statica dispositivo

Nella figura 41 sono identificati: il vettore del cavo i -esimo \vec{u}_i che ne rappresenta quindi la direzione, il versore dell' i -esimo cavo \hat{u}_i e la tensione del singolo cavo, f_i . Sono inoltre rappresentate, la forza risultante sulla piattaforma mobile \vec{F} e la coppia risultante sulla stessa \vec{C} . Procedendo con l'analisi sono state scritte tutte le equazioni che definiscono il problema; le equazioni sono state scritte considerando il sistema in equilibrio statico. L'equilibrio può essere definito da un sistema lineare di equazioni così formulato:

$$\begin{bmatrix} \hat{u}_1 & \hat{u}_2 & \hat{u}_3 & \hat{u}_4 \\ \bar{r}_1 \times \hat{u}_1 & \bar{r}_2 \times \hat{u}_2 & \bar{r}_3 \times \hat{u}_3 & \bar{r}_4 \times \hat{u}_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{F} \\ \bar{C} \end{bmatrix}$$

Si ricorda che \bar{r}_i è il braccio di $f_i u_i$ vettore che collega il centro del polso con le estremità della piattaforma fissa. Scomponendo il sistema descritto nelle tre direzioni del sistema di riferimento mobile (x, y e z) indicate con la lettera n per generalità, e andando a sostituire i prodotti $(\bar{r}_i \times \hat{u}_i)_n$ con i rispettivi prodotti tra indice di trasmissione e braccio della coppia, si ottiene (con $\sigma_1 = \sqrt{L_1^2 + d_1^2}$):

$$\begin{bmatrix} u_{1x} & u_{2x} & u_{3x} & u_{4x} \\ u_{1y} & u_{2y} & u_{3y} & u_{4y} \\ u_{1z} & u_{2z} & u_{3z} & u_{4z} \\ -IT_{1,PS} L_1 & -IT_{2,PS} L_1 & IT_{3,PS} L_1 & IT_{4,PS} L_1 \\ IT_{1,FE} d_1 & IT_{2,FE} d_1 & IT_{3,FE} d_1 & IT_{4,FE} d_1 \\ IT_{1,DRU} \sigma_1 & IT_{2,DRU} \sigma_1 & -IT_{3,DRU} \sigma_1 & -IT_{4,DRU} \sigma_1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ C_x \\ C_y \\ C_z \end{bmatrix}$$

Nello specifico il sistema è definito da sei equazioni: le prime tre equazioni sono di equilibrio alla traslazione, una per ogni asse del sistema di riferimento, e le altre tre equazioni riguardano la risultante delle coppie applicata alla piattaforma mobile. Quando i quattro cavi sono messi in tensione generano una risultante delle forze che può essere scomposta nelle tre direzioni, da qui le prime tre equazioni. È necessario che le risultanti di forza lungo gli assi siano le più piccole possibili, queste sono infatti le forze che si scaricano sul paziente; in particolar modo, la forza lungo x è quella che va a scaricarsi lungo il polso, oggetto della riabilitazione. Per la coppia sono definite tre equazioni che scompongono il movimento nelle tre rotazioni fondamentali. Per il calcolo della coppia è indispensabile conoscere il valore di forza utile ed il braccio della forza stessa. Il braccio è identificato da L_1, d_1, σ_1 e l'indice di trasmissione (IT), permette di comprendere quanta tensione del cavo va ad agire come effetto utile per la coppia. Il sistema è stato implementato in un codice Matlab, il quale utilizza la funzione *fmincon*; al codice sono state impartite tutte le direzioni dei cavi, i valori di indice di trasmissione e dei bracci delle forze. Sono stati inoltre definiti i valori di coppia di rotazione necessari al funzionamento del dispositivo e gli intervalli di valore per le risultanti delle forze. Il compito del codice è stato quello di ricavare i valori di tensione ai cavi definiti dei valori caratteristici per le

grandezze F_x , F_y ed F_z . Si ricorda inoltre che la tensione dei cavi è sempre strettamente positiva: sarebbe un assurdo avere tensioni negative in quanto i cavi sono atti unicamente alla trazione e cioè al tensionamento, non possono lavorare come asta rigida. Fatte queste considerazioni si è osservato che il sistema ed il codice implementati non hanno raggiunto una soluzione chiusa del problema.

Osservando il sistema da risolvere, si rende necessario stabilire una grandezza da minimizzare (F_x) e delle condizioni di vincolo (intervallo valori per F_y , F_z e valori noti da associare alle coppie). Si è quindi implementato nel codice un nuovo sistema lineare con due disequazioni e tre equazioni. Le due disequazioni sono applicate alle sommatorie delle forze lungo gli assi y e z , e le tre equazioni sono quelle relative alle coppie. Si è definita una funzione da minimizzare, cioè la forza nella direzione x e per gli altri parametri di forza sono stati definiti degli intervalli di valore in cui le funzioni possono ricadere. Il problema da risolvere è quindi definito da:

Obiettivo: $\min(F_x)$ con $F_x = f_1 u_{1x} + f_2 u_{2x} + f_3 u_{3x} + f_4 u_{4x}$

Condizioni di vincolo:

1. Vincolo su massima forza lungo y e massima lungo z :

$$\begin{bmatrix} u_{1y} & u_{2y} & u_{3y} & u_{4y} \\ u_{1z} & u_{2z} & u_{3z} & u_{4z} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix} \leq \begin{bmatrix} F_{y\max} \\ F_{z\max} \end{bmatrix}$$

2. Vincolo sui valori di coppia, devono essere quelli richiesti per il movimento riabilitativo:

$$\begin{bmatrix} -IT_{1,PS} L_1 & -IT_{2,PS} L_1 & IT_{3,PS} L_1 & IT_{4,PS} L_1 \\ IT_{1,FE} d_1 & IT_{2,FE} d_1 & IT_{3,FE} d_1 & IT_{4,FE} d_1 \\ IT_{1,DRU} \sigma_1 & IT_{2,DRU} \sigma_1 & -IT_{3,DRU} \sigma_1 & -IT_{4,DRU} \sigma_1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_x \\ C_y \\ C_z \end{bmatrix}$$

3. I valori di tensione dei cavi devono inoltre collocarsi in un intervallo specifico:

$$\begin{bmatrix} f_{1\min} \\ f_{2\min} \\ f_{3\min} \\ f_{4\min} \end{bmatrix} < \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix} < \begin{bmatrix} f_{1\max} \\ f_{2\max} \\ f_{3\max} \\ f_{4\max} \end{bmatrix}$$

Implementare un codice di questo tipo, si traduce nel permettere alla funzione minimizzante di trovare il minor valore possibile per la F_x , potendo spaziare in un intervallo di valori per le grandezze F_y ed F_z . Questo nuovo codice implementato è nominato *calcolo_tensioni*. Questa condizione effettivamente rispecchia quella che si intende ricercare: a differenza di F_y e di F_z , che si scaricano sull'avambraccio quindi superfici estese, la forza lungo x si scarica direttamente sul polso, punto critico della riabilitazione. Il codice va quindi a garantire il corretto valore di coppia per effettuare il movimento voluto minimizzando il più possibile il valore di F_x . Dovendo inserire nel codice i valori di coppia necessari per effettuare il movimento rotativo, si è svolta una ricerca in letteratura scientifica che ha prodotto i seguenti risultati:

STUDIO DISPONIBILE IN LETTERATURA	VALORE DI COPPIA
[17] “ <i>The effect of supination and pronation on wrist range of motion</i> ” - Patrick M. Kane	$C_x = C_y = C_z = 2 \text{ Nm}$
[9] “ <i>Kineto-static analysis and design optimization of a 3 DOF wrist rehabilitation parallel robot</i> ” - Ying-Chi-Liu, Yukio Takeda	$C_x = C_y = C_z = 1,2 \text{ Nm}$
[18] “ <i>Robot aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation</i> ” – Hermano Igo Krebs, Bruce T Volpe, Dustin Williams	$C_x = 2 \text{ Nm}$ $C_y = C_z = 1,5 \text{ Nm}$
Valori di coppia assunti →	$C_x = C_y = C_z = 1,5 \text{ Nm}$

Tabella 21. Valori di coppia per effettuare i movimenti riabilitativi

Con i valori di coppia è quindi possibile utilizzare il codice *calcolo_tensioni*; l’obiettivo è trovare le configurazioni per cui si osserva il massimo valore di tensione al cavo. Per poter capire quale sia la situazione critica per le tensioni di ogni cavo si è studiata ogni rotazione elementare per tutto il campo

di moto di riferimento. In figura 42a sono rappresentati gli andamenti di tensione che i cavi sostengono durante il movimento di pronazione del dispositivo: i cavi 1 e 4 sono direttamente coinvolti nel movimento e, partendo dalla posizione in supinazione si osservano valori di tensione elevati, 20N, per giungere in pronazione a 10N. Questo andamento è dovuto ai valori di indice di trasmissione dei cavi 1 e 4 che il dispositivo vede durante questa rotazione, bassi in posizione di supinazione ed alti in pronazione. I cavi 2 e 3 hanno invece valori di tensioni circa nulli; il codice impone loro il valore più piccolo assumibile dal software in quanto i cavi sono considerati ideali. Volendo fare un inciso sulla condizione reale, la tensione minima è funzione delle caratteristiche meccaniche del cavo cioè il suo peso e la sua lunghezza. Il vincolo per la tensione non è quindi più $f_i \geq 0$ ma $f_i \geq f_{min}$. In figura 42b si osservano gli andamenti delle risultanti nelle tre direzioni del sistema di riferimento mobile: i valori lungo y e z risultano essere nulli per tutta la rotazione (le componenti delle tensioni dei cavi lungo queste direzioni si compensano) mentre nella direzione x, lungo la quale non è possibile compensare del tutto la forza, si osserva il minimo in corrispondenza del valore neutro e il massimo agli estremi del campo. I valori di coppia in figura 38c rispecchiano quelli impostati nel codice. In figura 43 si riportano gli andamenti analoghi a quelli della figura 38 ma per il movimento di pronazione.

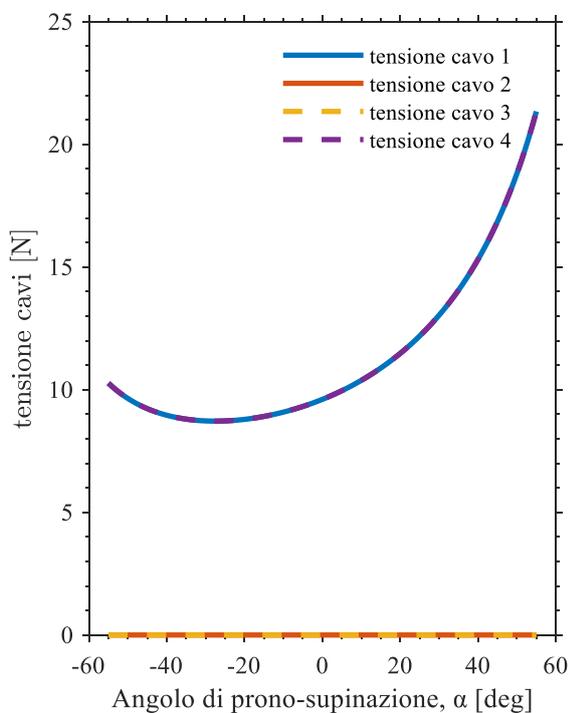


Figura 42a. Pronazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - tensioni

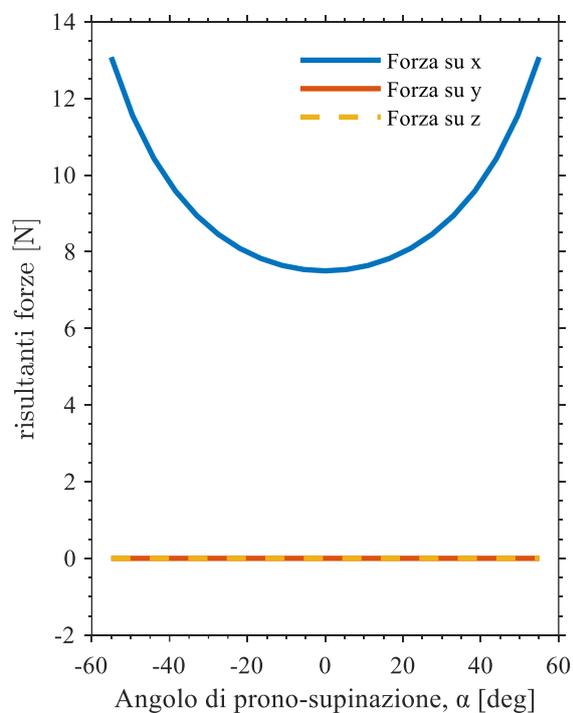


Figura 42b. Pronazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - risultanti forze

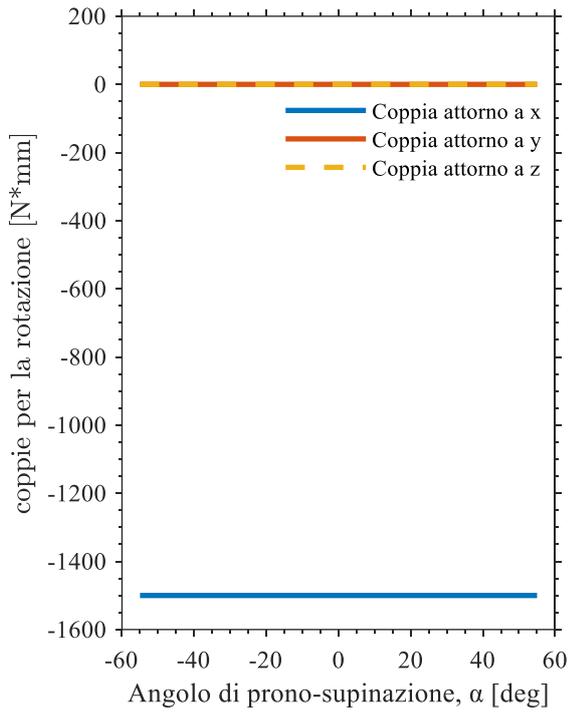


Figura 42c. Pronazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - coppie

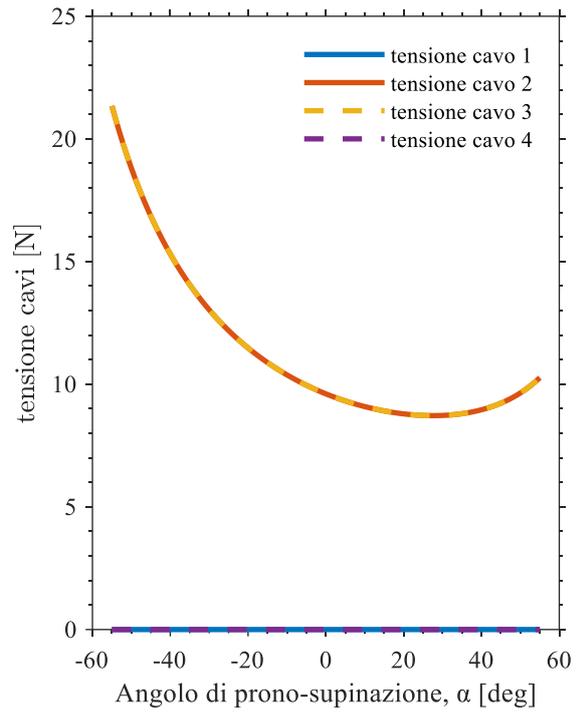


Figura 43a. Supinazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - tensioni

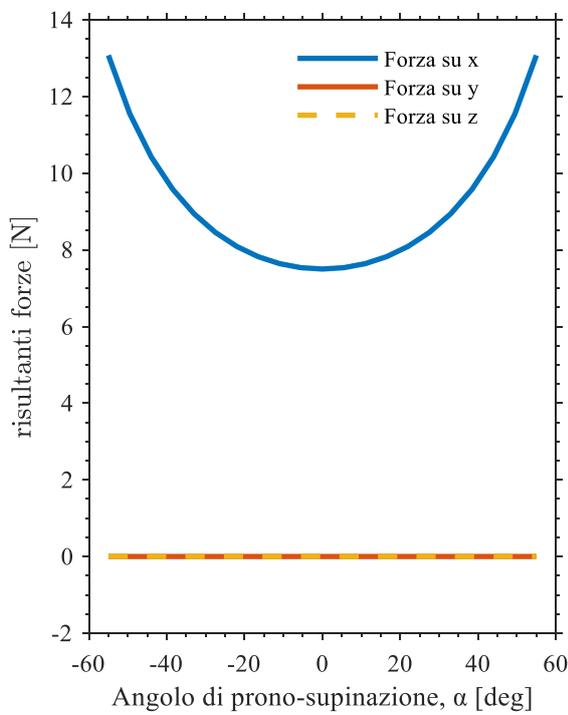


Figura 43b. Pronazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - risultanti forze

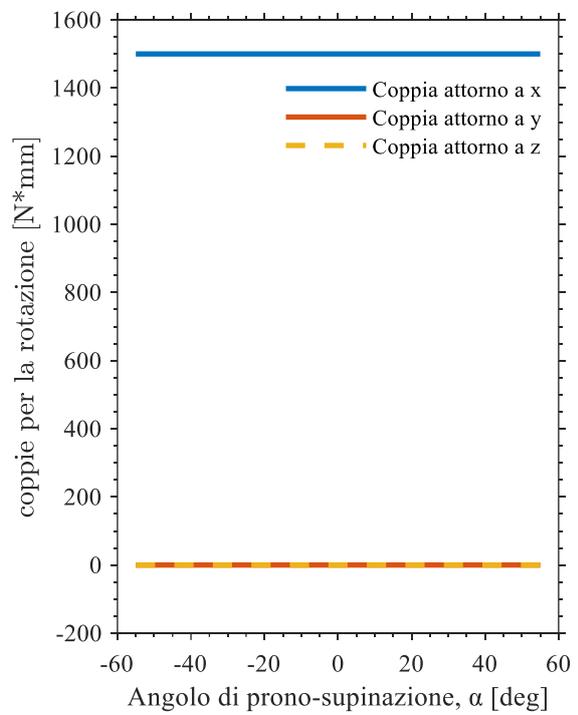


Figura 43c. Pronazione $\beta=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - coppie

Confrontando le figure 42 e 43 si osserva che dal punto di vista delle forze risultanti non vi sono differenze. La coppia lungo x cambia di segno, essendo cambiato il verso di rotazione. Dal punto di vista delle tensioni si assiste ad un comportamento speculare: i cavi 1 e 4, realizzanti la pronazione, nel caso di rotazione di supinazione hanno valori di tensione circa nulli; i cavi 2 e 3 nella pronazione assumevano valori circa nulli, ora nella supinazione sono i cavi che gestiscono il movimento. I valori assunti sono gli stessi di quelli dei cavi 1 e 4 in pronazione ma ottenuti per valori di angolo opposti. Visto l'andamento ora spiegato nel proseguo si riporteranno solo più le curve per un tipo di movimento, non per entrambi i sensi di rotazione; si ricorda che per l'andamento delle tensioni non rappresentato si assisterebbe semplicemente ad una curva specchiata rispetto all'asse della posizione neutra.

In figura 44 sono riportati gli andamenti di tensione forza e coppie per la rotazione elementare di flessione:

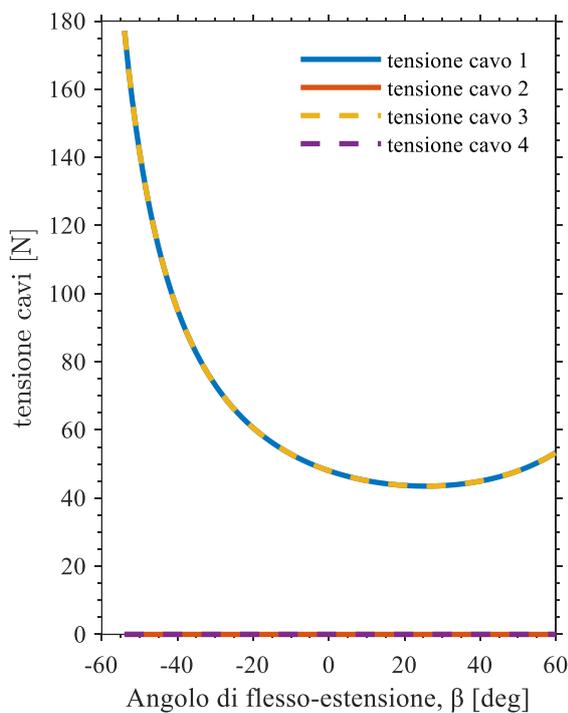


Figura 44a. Flessione $\alpha=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - tensioni

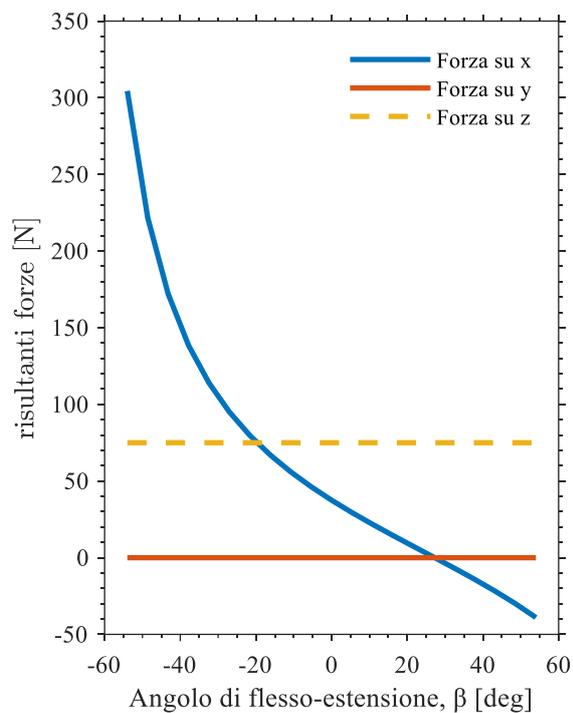


Figura 44b. Flessione $\alpha=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - risultante forze

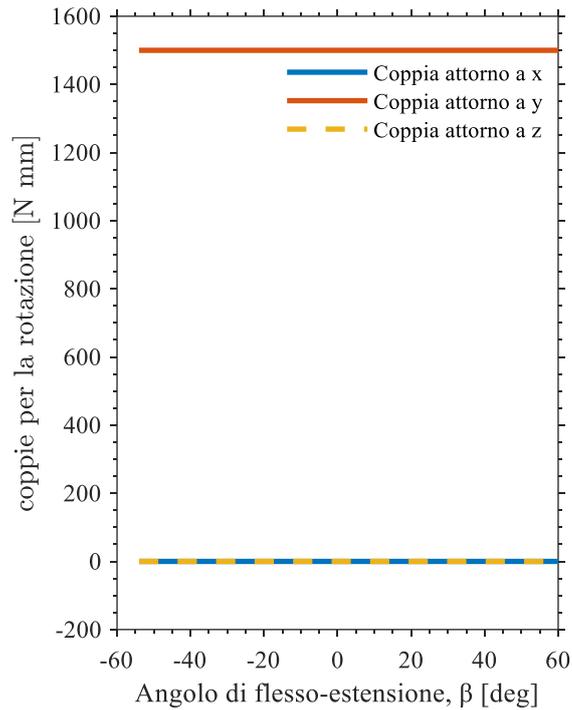


Figura 44c. Flessione $\alpha=0^\circ$, $\gamma=0^\circ$ - coppie

Dal punto di vista delle tensioni, in figura 44a si osserva che avvicinandosi ad un estremo del campo di moto, la tensione inizia a divergere. Infatti, in questo caso, si raggiungono valori di tensione molto più alti dei precedenti; questo è dovuto al comportamento divergente dell'IT quando ci si avvicina alla condizione del β_{limite} . Dal punto di vista della forza, in figura 44b si osserva che la forza lungo l'asse y è compensata, mentre le altre in direzione x e z non lo sono. È interessante analizzare la condizione per cui la forza lungo l'asse mobile x cambia segno. Lungo l'asse fisso X, la risultante delle forze non potrà mai assumere un valore negativo ma, sull'asse analogo del sistema di riferimento mobile questo può accadere. Lo schema in figura 45 chiarisce questo aspetto:

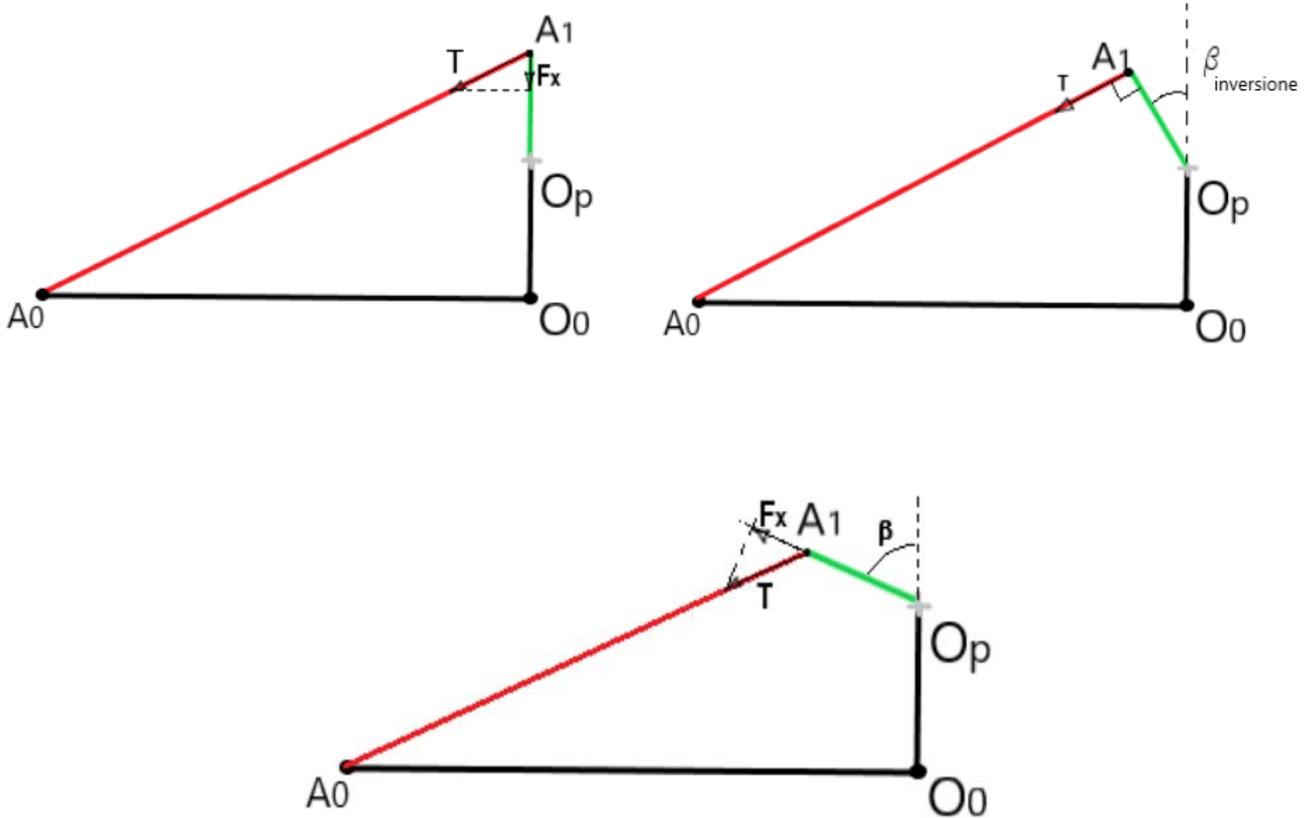


Figura 45. Movimento di flessione con raggiungimento angolo di inversione F_x

Nella prima immagine di figura 45 il dispositivo è nella posizione neutra con $\beta = 0^\circ$; iniziando il movimento di flessione la configurazione del dispositivo raggiunge quella rappresentata nella figura centrale dove la F_x è nulla, la tensione del cavo T non ha componente diretta lungo la direzione $\overline{OpA1}$. In questa configurazione si osserva il valore di angolo di flessione in cui si ha il cambio di segno della forza. Procedendo con la rotazione la forza cambia segno, come osservato nella figura di destra. Con semplici considerazioni trigonometriche è possibile valutare che l'angolo in cui avviene il cambio di segno è:

$$\beta_{inversione} = 27,28^\circ$$

In figura 46 sono riportati gli andamenti di tensione forza e coppie per la rotazione elementare di deviazione radio-ulna:

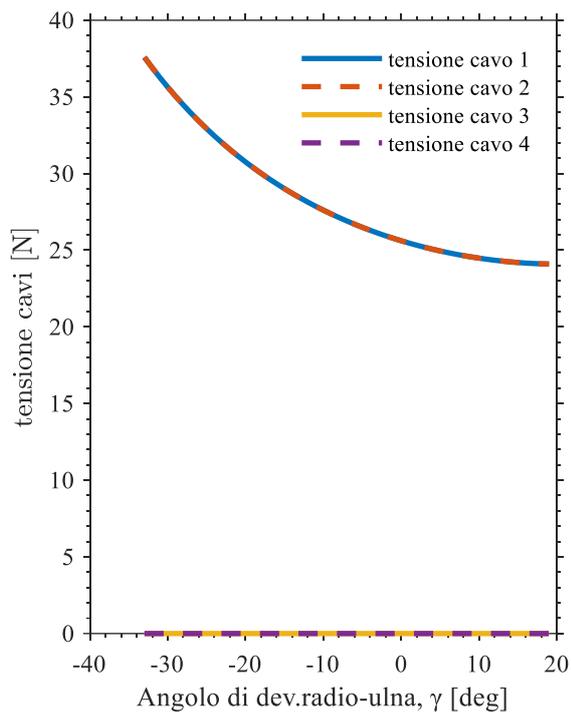


Figura 46a. Dev. radio $\alpha=0^\circ$, $\beta=0^\circ$ - tensioni

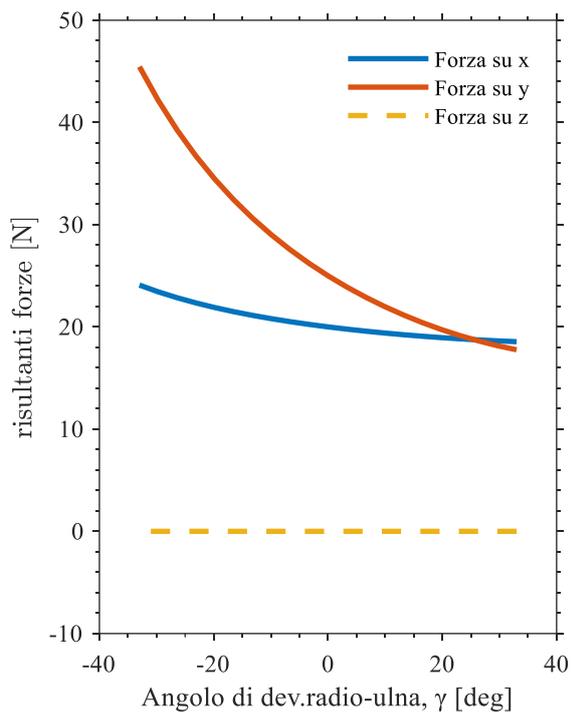


Figura 46b. Dev. radio $\alpha=0^\circ$, $\beta=0^\circ$ - risultante forze

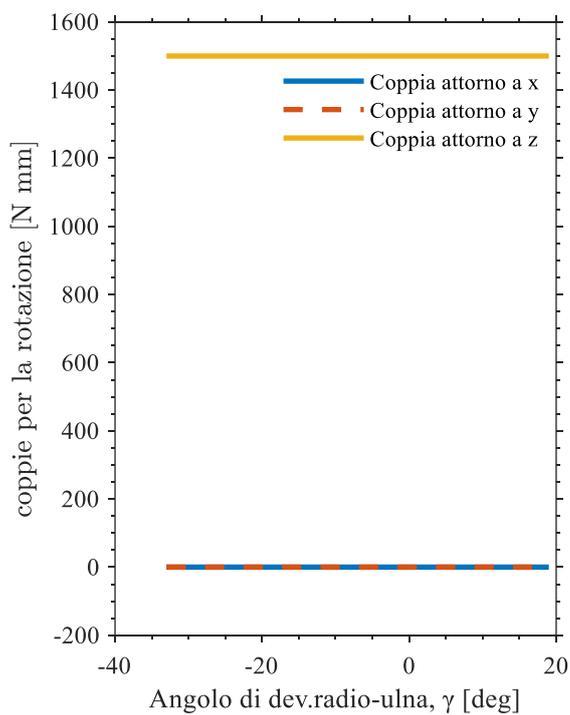


Figura 46c. Dev. radio $\alpha=0^\circ$, $\beta=0^\circ$ - coppie

In questo caso i valori di tensione rappresentati in figura 46a sono molto inferiori al caso di flessione-estensione. Anche dal punto di vista della forza si osserva in figura 46b che la forza lungo z è

completamente bilanciata, quella lungo x non osserva valori notevoli e quella lungo y è quella più sfavorevole ma comunque raggiunge valori molto bassi.

Per riassume i valori caratteristici delle curve appena analizzate, vengono riportati in tabella 22 i valori massimi degli andamenti di rotazione elementare osservati:

MOVIMENTO ELEMENTARE	TENSIONE MAX	F_x, max	F_y, max	F_z, max
Prono-supinazione	21,3 N	13,1 N	0 N	0 N
Flesso-estensione	177,1 N	304,4 N	0 N	75 N
Dev. radio-ulna	37,6 N	24,1 N	45,4 N	0 N

Tabella 22. Valori caratteristici andamento tensioni, forze e coppie per i movimenti riabilitativi elementari

Per continuità con la trattazione precedente, vengono ricercate le condizioni per cui i cavi osservano i massimi valori di tensione. Ipotizzando valida una sovrapposizione degli effetti nel caso di rotazioni combinate allora la condizione peggiore a livello di tensione per ogni cavo è definita dalla tabella 23:

CAVO n	SEGNO DELLA COPPIA	POSIZIONE ANGOLARE
Cavo 1	$C_x < 0 \ C_y > 0 \ C_z > 0$	$\alpha = 15^\circ \ \beta = -54^\circ \ \gamma = -33^\circ$
Cavo 2	$C_x > 0 \ C_y < 0 \ C_z > 0$	$\alpha = -15^\circ \ \beta = 54^\circ \ \gamma = -33^\circ$
Cavo 3	$C_x > 0 \ C_y > 0 \ C_z < 0$	$\alpha = -30^\circ \ \beta = -54^\circ \ \gamma = 19^\circ$
Cavo 4	$C_x < 0 \ C_y < 0 \ C_z < 0$	$\alpha = 30^\circ \ \beta = 54^\circ \ \gamma = 19^\circ$

Tabella 23. Posizioni angolari e valori di coppia per cui si suppone il manifestarsi del massimo delle tensioni

Queste posizioni angolari corrispondono a quelle per cui si osservava il massimo della velocità lineare (tabella 16); per avere delle curve poi confrontabili con quelle della velocità è stato modificato il codice Matlab in modo tale che il dispositivo spazii tutto l'intervallo di movimento durante il movimento riabilitativo. Questo aspetto si può osservare nelle figure seguenti, in cui l'asse delle x è rappresentativo degli angoli spaziatosi dal dispositivo durante il movimento riabilitativo.

In figura 47 sono rappresentati gli andamenti di tensione, forza sul paziente e coppia osservabili nel movimento riabilitativo più sfavorevole al cavo 1:

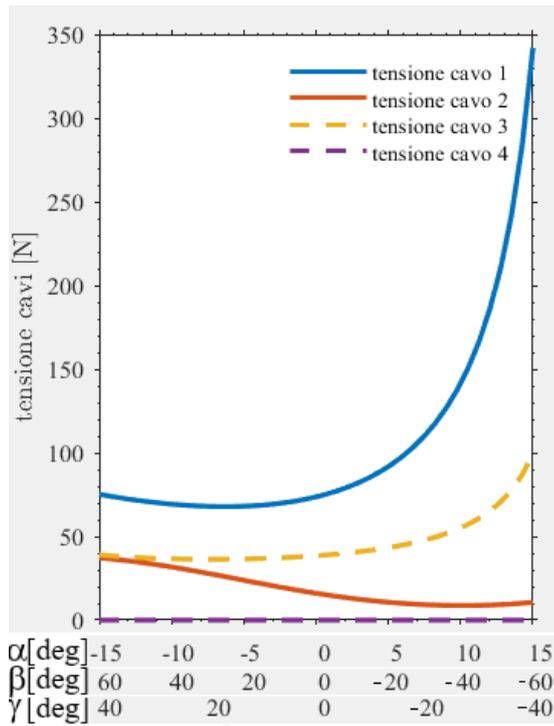


Figura 47a. Andamento tensioni

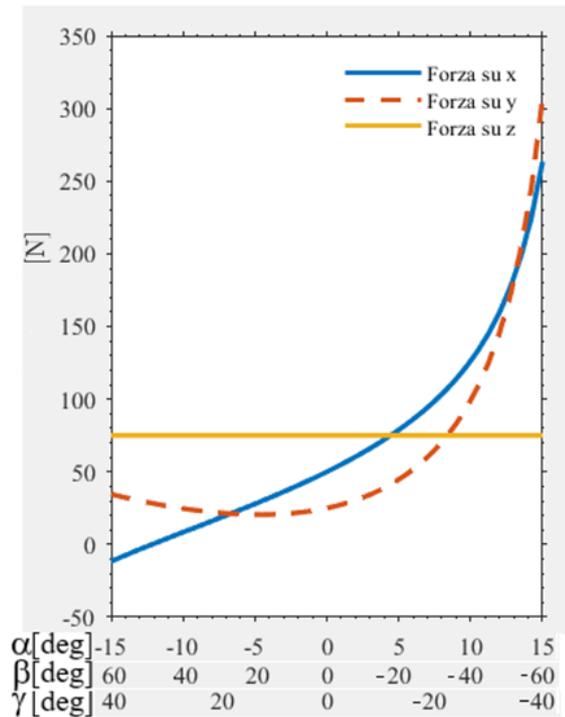


Figura 47b. Andamento forze sul paziente

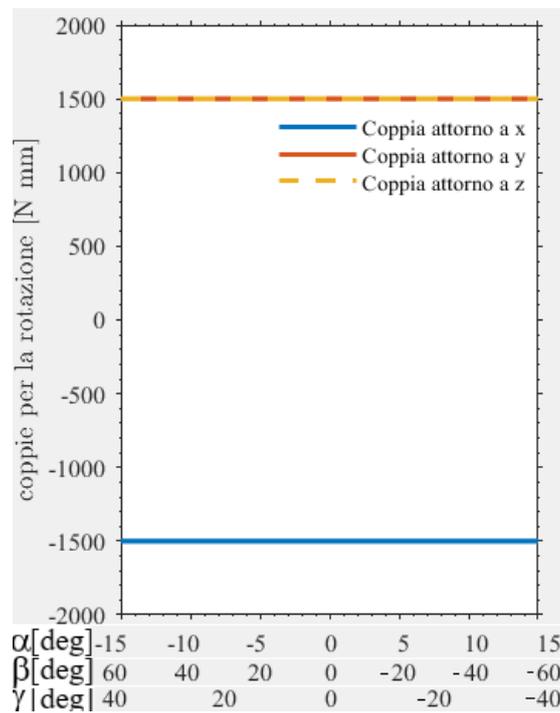


Figura 47c. Andamento coppie per le rotazioni

In figura 48 sono rappresentati gli andamenti di tensione, forza sul paziente e coppia osservabili nel movimento riabilitativo più sfavorevole al cavo 2:

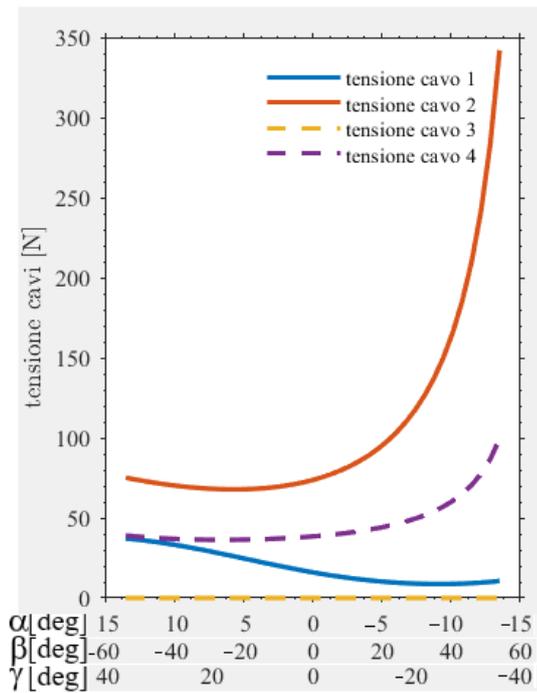


Figura 48a. Andamento tensioni

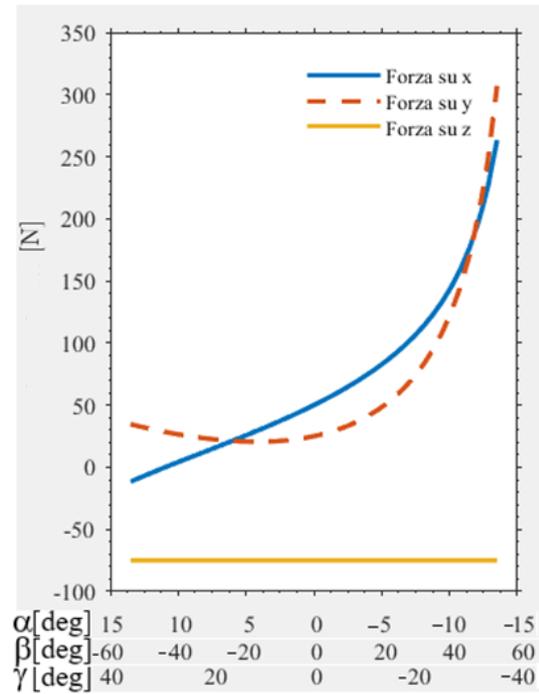


Figura 48b. Andamento forze sul paziente

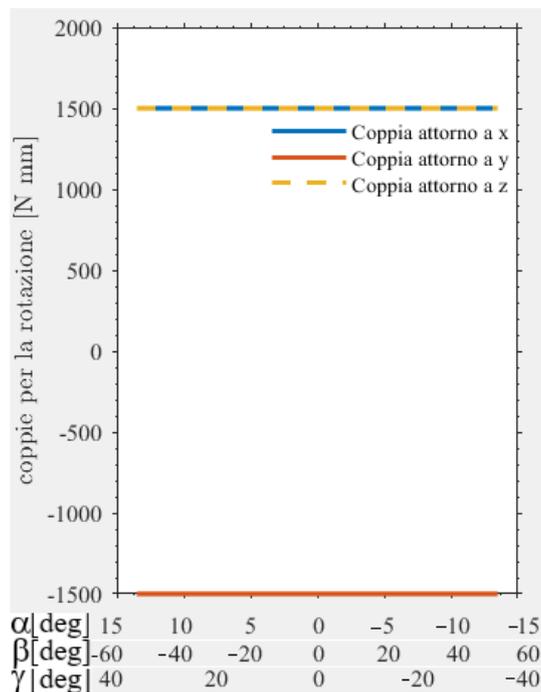


Figura 48c. Andamento coppie per le rotazioni

In figura 49 sono rappresentati gli andamenti di tensione, forza sul paziente e coppia osservabili nel movimento riabilitativo più sfavorevole al cavo 3:

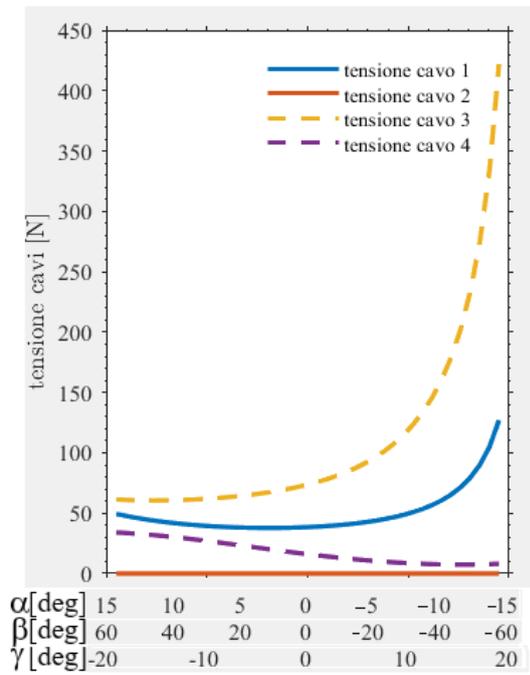


Figura 49a. Andamento tensioni

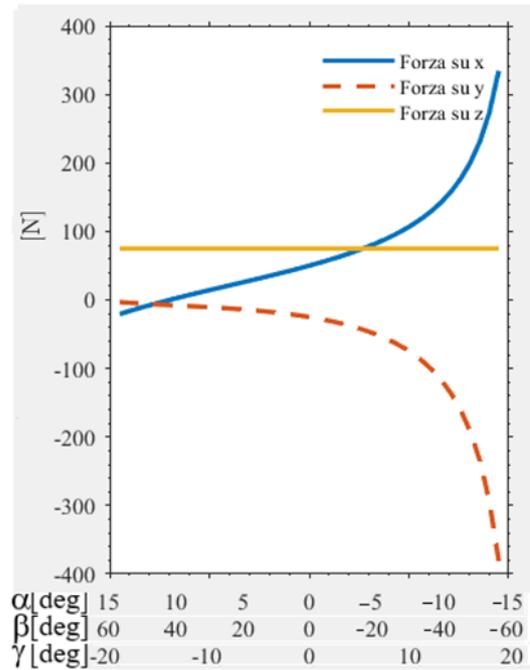


Figura 49b. Andamento forze sul paziente

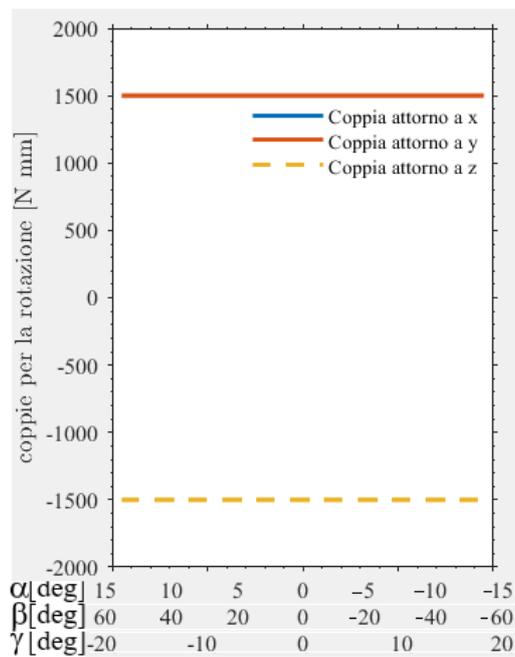


Figura 49c. Andamento coppie per le rotazioni

In figura 50 sono rappresentati gli andamenti di tensione, forza sul paziente osservabili nel movimento riabilitativo più sfavorevole al cavo 4, essendo la coppia di rotazione pari a 1,5 Nm in ogni direzione di rotazione né si omette la rappresentazione:

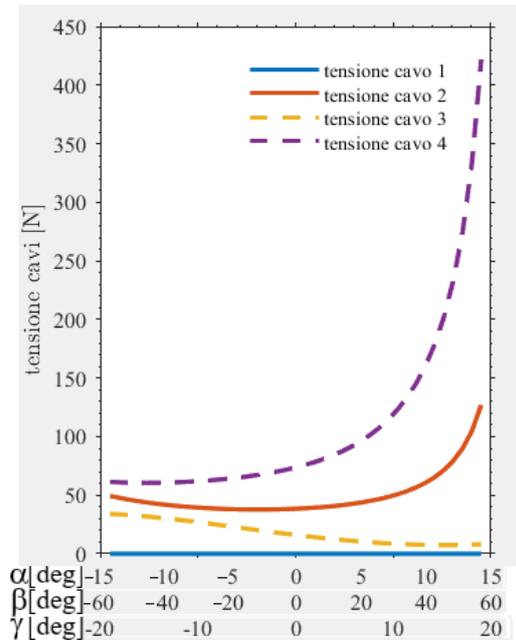


Figura 50a. Andamento tensioni

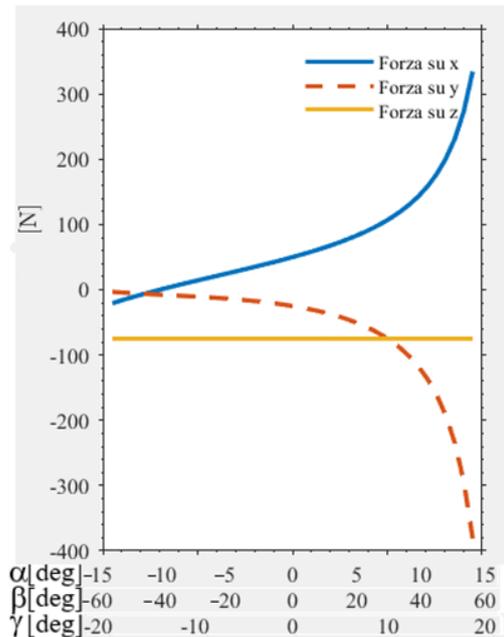


Figura 50b. Andamento forze sul paziente

Per riassume i valori caratteristici delle curve appena analizzate, vengono riportati in tabella 24 i valori massimi degli andamenti di rotazione combinata osservati per ogni cavo:

CAVO n	TENSIONE MAX	Fx, max	Fy, max	Fz, max
Cavo 1	342,0 N	263,5 N	307,0 N	75 N
Cavo 2	342,0 N	263,5 N	307,0 N	-75 N
Cavo 3	422,0 N	334,3 N	381,1 N	75 N
Cavo 4	422,0 N	334,3 N	381,1 N	-75 N

Tabella 24. Valori caratteristici andamento tensioni, forze e coppie per i movimenti riabilitativi composti

3.4 Caratteristiche di potenza

3.4.1 Rappresentazione grafica caratteristiche potenza

Vista la precedente trattazione sono noti gli andamenti di tensione e velocità per ogni cavo, per le rotazioni elementari. È quindi possibile unire questi andamenti e giungere alle rappresentazioni delle caratteristiche di potenza. Gli andamenti di potenza effettivamente assorbita dal dispositivo permetteranno il dimensionamento dei motori elettrici e sarà inoltre possibile confrontare questi ultimi con il valore di potenza massima calcolato come semplice prodotto tra tensione massima e velocità lineare massima. Per rappresentare le caratteristiche di potenza è stato utilizzato un

opportuno codice Matlab, *caratteristica_potenza*, che a sua volta utilizza i dati forniti dai codici già utilizzati, *calcolo_tensioni* e *vel_max_delta_cavi_grafici*.

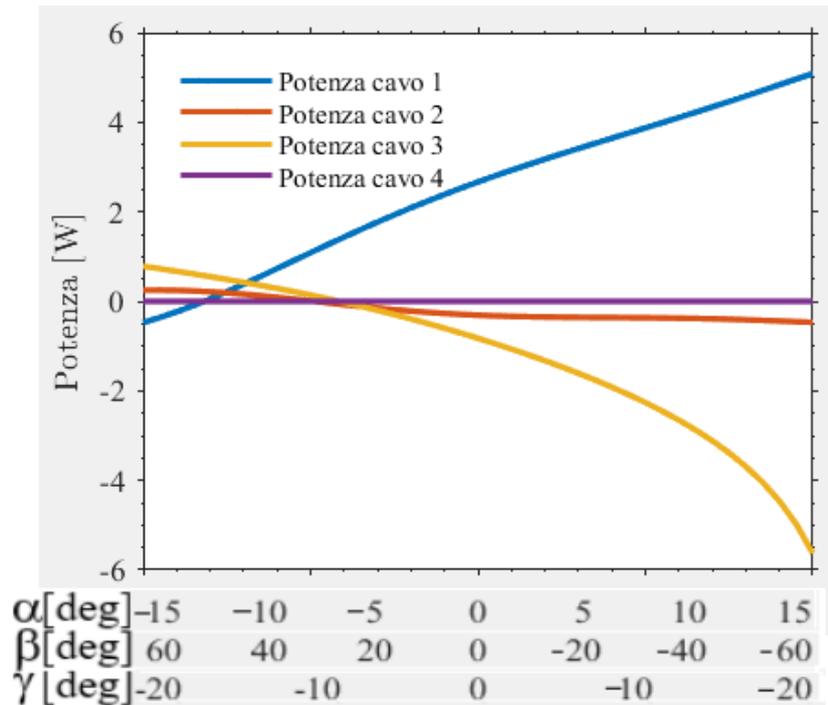


Figura 51a. Andamento delle potenze assorbite movimento peggiore cavo 1

In figura 51a osserviamo che inizialmente a gestire il movimento sono i cavi 2 e 3, assumo infatti valori di potenza positiva. Nella seconda parte è il cavo 1 a gestire il movimento, in questa fase esso necessita di valori di potenza via via crescenti, fino al valore limite di 5,0W riscontrato per la posizione $\alpha=15^\circ$, $\beta=-54^\circ$, $\gamma=-19^\circ$.

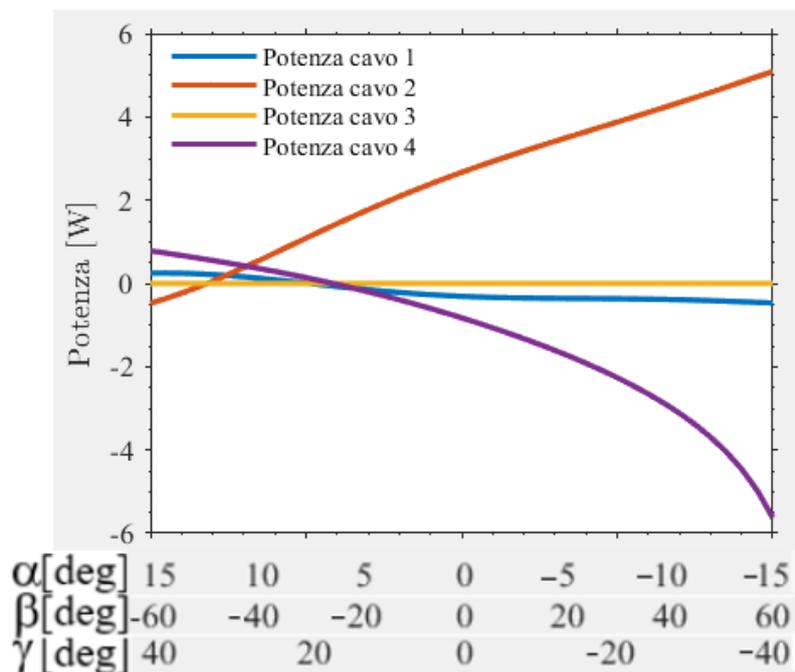


Figura 52b. Andamento delle potenze assorbite movimento peggiore cavo 2

In figura 52b si osserva il movimento riabilitativo per cui il cavo 2 necessita della maggior potenza. L'andamento è completamente analogo al precedente ma i cavi e le curve sono associati in modo differente.

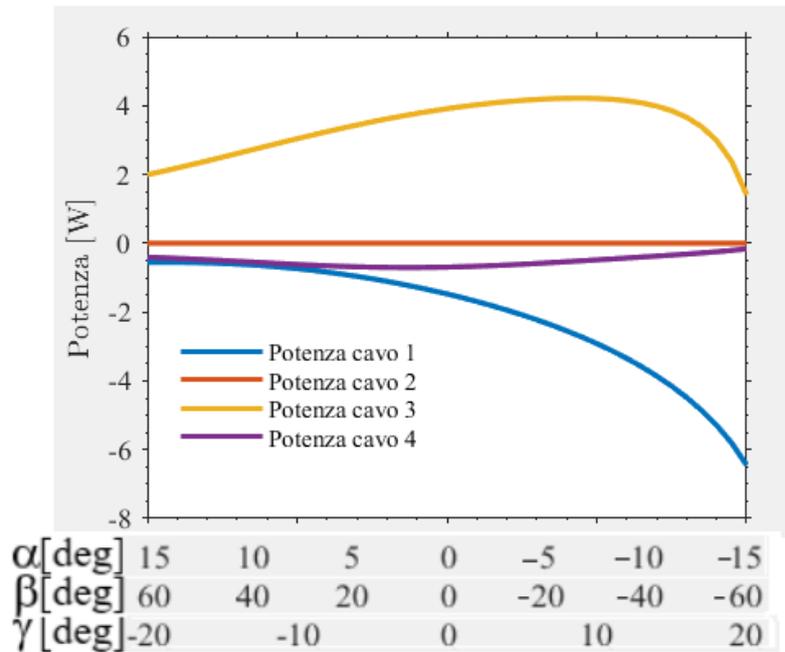


Figura 52c. Andamento delle potenze assorbite movimento peggiore cavo 3

In figura 52c si osserva il movimento riabilitativo per cui il cavo 3 necessita della maggior potenza. Il valore di potenza massima assorbita, pari a 4,2W è associato ad una terna di valori di rotazione che non corrisponde a quella degli estremi del campo di moto.

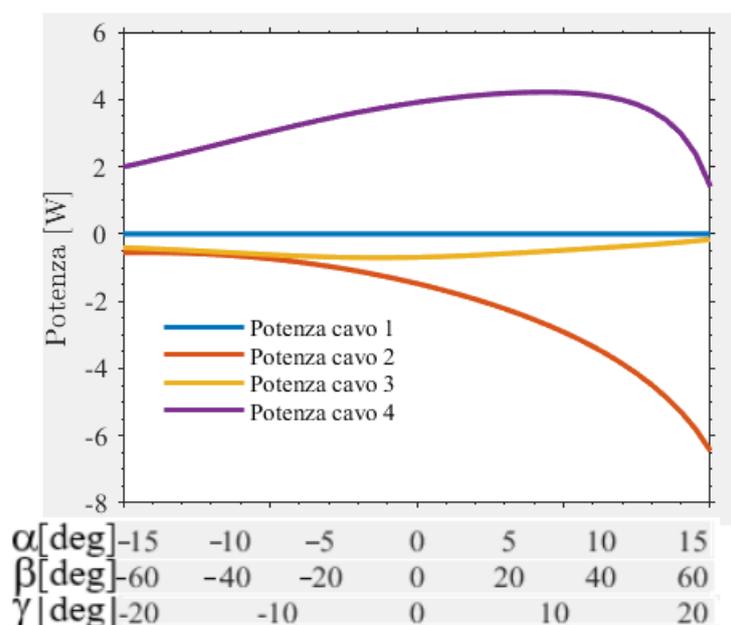


Figura 52d. Andamento delle potenze assorbite movimento peggiore cavo 4

Anche in questo caso le curve che si ottengono per la condizione peggiore del cavo 4 sono analoghe a quelle del caso relativo al cavo 3. È possibile notare in tutte le rappresentazioni di figura 52, che in ogni movimento vi è sempre un cavo che non assorbe potenza o comunque ne consuma in minima parte.

Conoscendo quelli che sono i valori massimi di potenza assorbita dal dispositivo è possibile procedere con il dimensionamento definitivo del sistema costituito da motore, riduttore e puleggia. In tabella 25 sono riportati i valori caratteristici di potenza massima assorbita, valutati con i due metodi utilizzati:

CAVO n	MAX_TENSIONE	MAX_VEL. LINEARE	POTENZA - 1° METODO	POTENZA - 2° METODO
Cavo 1	342,0 N	31,73 mm/s	10,9 W	5,0 W
Cavo 2	342,0 N	31,73 mm/s	10,9 W	5,0 W
Cavo 3	422,0 N	33,35 mm/s	14,1 W	4,2 W
Cavo 4	422,0 N	33,35 mm/s	14,1 W	4,2 W

Tabella 25. Valori caratteristici per il dimensionamento sistema di attuazione

Il primo metodo calcola la potenza come prodotto dei valori delle due colonne precedenti, il secondo metodo ottiene la potenza come prodotto punto-punto dei valori di velocità lineare e di tensione ricavate come andamenti nelle figure precedenti. È possibile osservare quanto i due metodi diano

risultati differenti; è possibile quindi asserire che il massimo di tensione si manifesta in una posizione angolare ben diversa da quella in cui si manifesta il massimo di velocità lineare. I valori descritti nella tabella 25 verranno utilizzati per il dimensionamento del sistema di attuazione.

3.4.2 Valore ottimale del parametro d_1

In questa sezione si intende comprendere quale sia il migliore valore che il parametro d_1 può assumere. È necessario, infatti, dimensionare con questo parametro tutto il dispositivo, essendo il parametro di scala per il dispositivo. In tutti i calcoli svolti nella trattazione questo parametro è stato assunto pari a 20 mm, in modo tale che, rispettando il proporzionamento, si avesse il più grande dispositivo possibile. L'obiettivo della trattazione è sempre stato quello di realizzare un dispositivo in grado di effettuare movimenti riabilitativi, ma tutte le scelte costruttive, oltre a dover garantire la possibilità di effettuare la riabilitazione, devono assicurare il massimo comfort al paziente. Il comfort, oltre che con una semplice indossabilità, si realizza quando tutte le forze che vanno a scaricarsi sul paziente non vanno oltre certi limiti. Costruendo il più grande dispositivo possibile si assicura proprio questo aspetto. Per comprendere meglio questo aspetto, sono costruiti codici Matlab che permettono di valutare i valori di velocità lineare e di tensione al variare del parametro d_1 , i risultati sono riportati per il cavo 3, nelle figure 53 e 54:

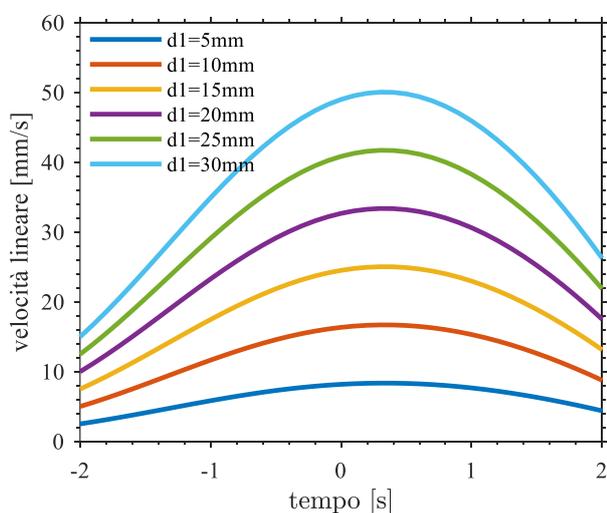


Figura 53. Velocità lineare cavo 3 al variare di d_1

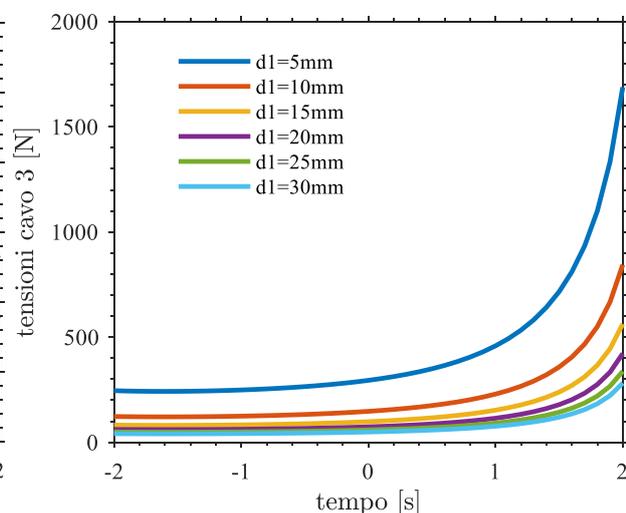


Figura 54. Tensioni cavo 3 al variare di d_1

Nella figura 53 sono rappresentate le curve di velocità lineare per il cavo 3 al variare del parametro d_1 , durante la rotazione caratteristica che identifica il valore massimo sia di tensione che di velocità lineare per il cavo 3. Nella figura 54 sono rappresentate le curve di tensione al variare del parametro d_1 . Si osserva che all'aumentare di d_1 tutta la curva di velocità lineare cresce, mentre la curva di tensione diminuisce. Altro aspetto fondamentale è che il prodotto tra gli andamenti, cioè la potenza,

non varia al variare di d_1 . La potenza assorbita risulta essere indipendente rispetto alle effettive dimensioni del dispositivo, ma dipende unicamente dal proporzionamento dello stesso: la scelta dimensionale non influenzerà quindi questo aspetto. Aumentare la dimensione d_1 va quindi a diminuire le tensioni che i cavi devono subire a parità di altre condizioni, è lecito immaginare che diminuendo le tensioni anche le forze sul paziente subiscano una riduzione; si illustra questo aspetto in figura 55:

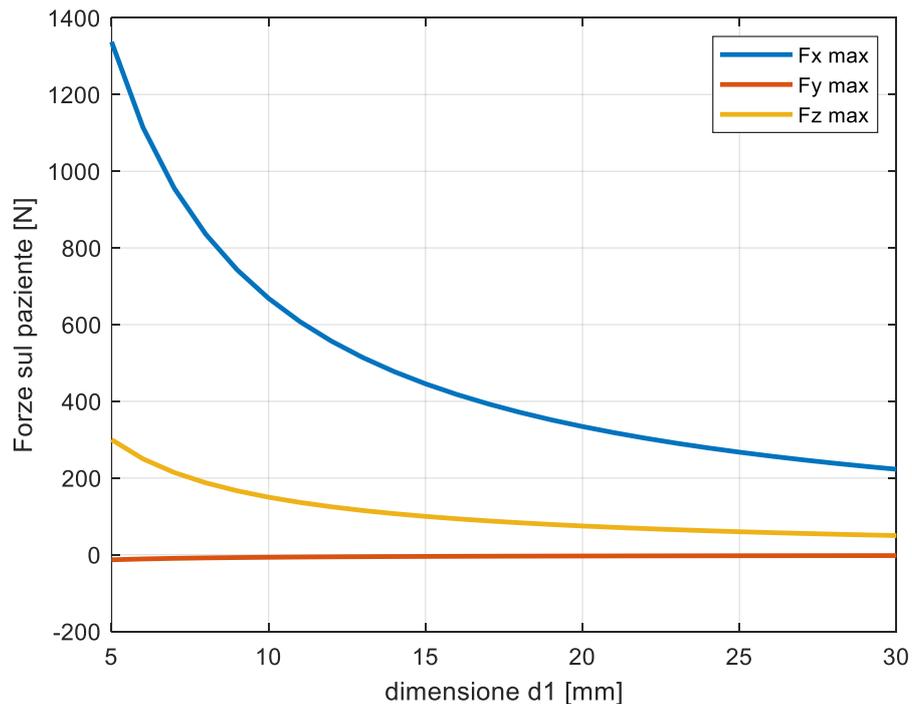


Figura 55. Andamento delle forze sul paziente al variare di d_1

Dalla figura 55 si osserva come l'aumento di d_1 porti con sé una diminuzione delle forze che si scaricano sul paziente. Questo aspetto riguarda soprattutto la forza lungo l'asse x , nonché la forza totalmente a carico del polso del paziente. Per comprendere quale sia la migliore dimensione da attribuire al parametro in esame si valuta quale sia la caduta di forza sul polso per ogni millimetro di aumento di d_1 , per farlo si rappresenta la derivata numerica delle curve precedenti in figura 56:

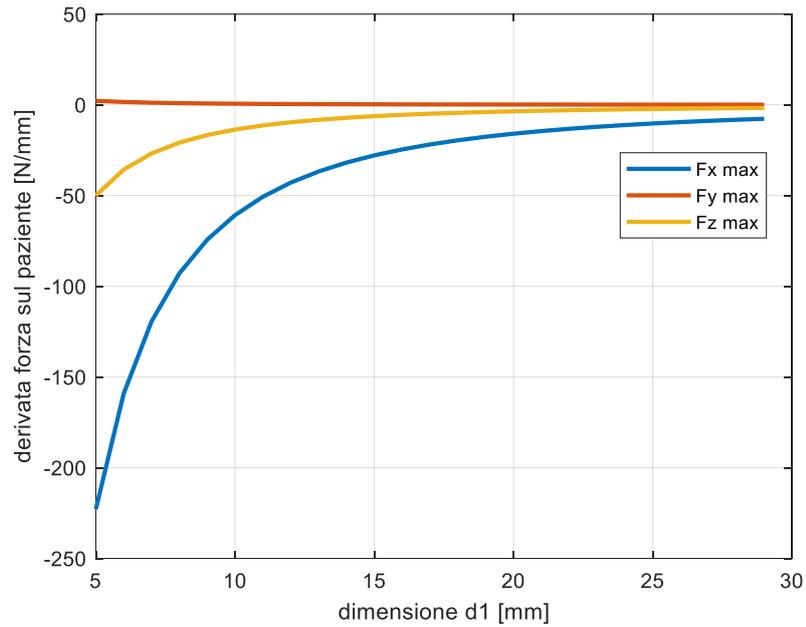


Figura 56. Derivata numerica andamenti in figura 55

Come è possibile osservare in figura 56, la variazione rimane sensibile fino ad un valore di $d1$ pari a 20 mm, successivamente la diminuzione di forza sul paziente non è più tale da giustificare un aumento delle dimensioni. Queste considerazioni sono state fatte per il cavo 3, nella sua condizione più sfavorevole, ma viste le simmetrie presenti nella costruzione del dispositivo, la scelta di $d1$ è generalizzabile a tutti i cavi e per ogni configurazione spaziale raggiunta degli stessi.

3.4.3 Dimensionamento del sistema di attuazione

Volendo dimensionare tutti i componenti del sistema di attuazione occorre utilizzare un procedimento iterativo, quest'ultimo si articola nei seguenti passaggi:

1. scelta del diametro della puleggia
2. calcolo della coppia massima alla puleggia e della velocità di rotazione massima della stessa
3. scelta del rapporto di riduzione i del riduttore (conseguente scelta dello stesso)
4. calcolo di coppia e velocità di rotazione massime del motore e scelta dello stesso
5. confronto tra potenza in uscita e potenza disponibile
6. dimensionamento alimentazione elettrica

il processo risulta essere iterativo, è infatti possibile che giunti al confronto tra potenza del motore scelto e potenza richiesta, non si garantiscano dei coefficienti di sicurezza adeguati; in tale caso è necessario ripetere il procedimento variandone le scelte.



Figura 57. Schema del sistema di attuazione

1. dovendo rispettare la condizione di diametro minimo della puleggia di tabella 20, si è deciso di assumere un diametro di 50 mm.
2. Con riferimento alla figura 58 è possibile definire due equazioni fondamentali:

$$C_{puleggia_max} = f_n \cdot r_{puleggia_n} \qquad \omega_{puleggia_max} = \frac{v_{n_max}}{r_{puleggia}}$$

Nella figura 58 di sinistra si rappresenta la tensione del cavo n-esimo che genera una coppia sulla puleggia; nella figura 58 di destra si rappresenta la distribuzione di velocità istantanea lineare lungo la puleggia durante la rotazione.

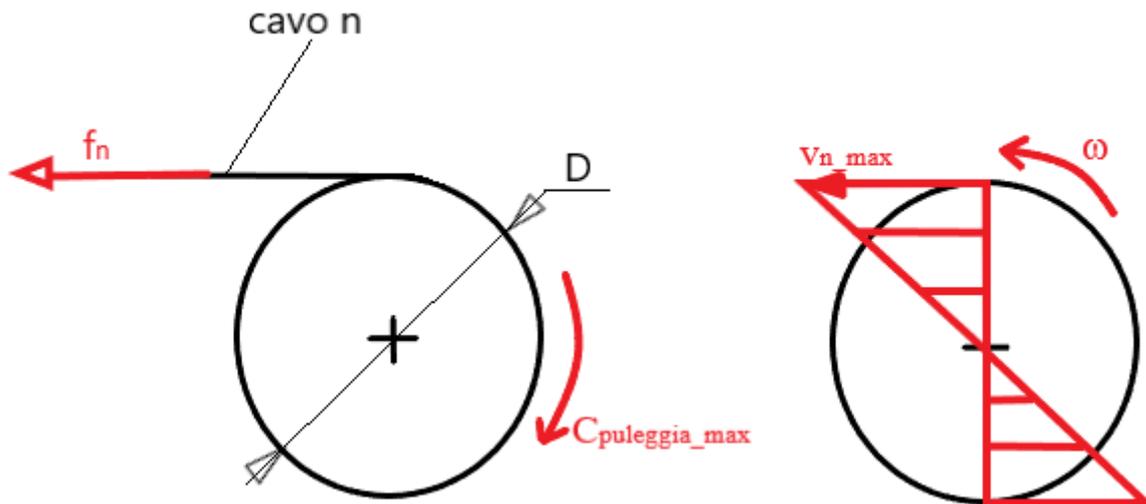


Figura 58. A sinistra tensione cavo e diametro puleggia—a destra andamento della velocità sulla puleggia

Con le equazioni appena definite e i valori di velocità e tensione massima noti si sono ottenuti i valori in tabella 26:

Cavo n	D_puleggia	Tensione_max	C_puleggia_max	Velocità lineare max	$\omega_{puleggia_max}$
Cavo 1 e 2	50 mm	342,0 N	8,55 Nm	31,73 mm/s	1,27 rad/s
Cavi 3 e 4		422,0 N	10,55 Nm	33,35 mm/s	1,33 rad/s

Tabella 26. Calcolo coppie e velocità rotazione pulegge- 1°metodo

Quelli rappresentati in tabella 26 sono i valori di potenza valutati con il primo metodo. Dovendo realizzare un dispositivo leggero occorre utilizzare per il dimensionamento, la valutazione in assoluto più precisa della potenza per evitare di sovrastimare troppo il sistema e rendere il dispositivo eccessivamente pesante. Si ricorda che per il calcolo della potenza assorbita dal dispositivo, si è considerato un rendimento della trasmissione a cavi unitario. Sono quindi proposti in tabella 27 i valori riferiti al secondo metodo di valutazione della potenza, i quali verranno effettivamente utilizzati per il dimensionamento:

D_puleggia	Tensione quando ho Pmax	C_puleggia_max	Velocità lineare	$\omega_{puleggia_max}$
50 mm	342,0 N	8,55 Nm	14,62 mm/s	0,58 rad/s

Tabella 27. Calcolo coppie e velocità rotazione pulegge – 2°metodo

I valori in tabella 27 si riferiscono ai cavi 1 e 2, vengono presi come riferimento per il dimensionamento in quando la potenza assorbita in questo caso è quella massima pari a 5,0W.

3. Per poter definire il motore occorre passare alle grandezze riferite allo stesso; tra motore e puleggia è inserito un riduttore, la scelta dello stesso è ricaduta sul modello R32-2R-0-574 prodotto dalla PORTESCAP. In figura 59 si propone una rappresentazione dello stesso, le caratteristiche peculiari del prodotto sono riportate in tabella 28:

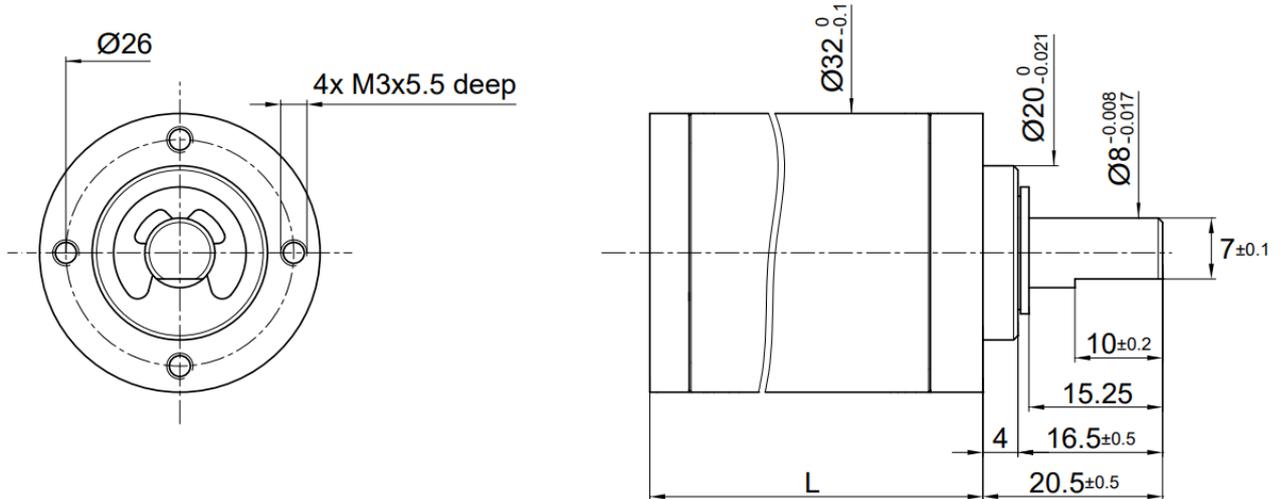


Figura 59. Vista frontale e laterale del riduttore R32-2R-0-574 prodotto dalla PORTESCAP

RIDUTTORE R32-2R-0-574	
Rapporto di riduzione $\rightarrow i$	574
Rendimento meccanico $\rightarrow \eta_r$	0,55
Lunghezza caratteristica $\rightarrow L$	50 mm
Massa del riduttore $\rightarrow M_r$	205 g

Tabella 28. Specifiche del riduttore scelto

4. Definite le grandezze ai punti 2 e 3 è possibile passare alle grandezze caratteristiche del motore grazie alle equazioni sottostanti; si decide di utilizzare lo stesso tipo di dimensionamento per tutti i cavi usando la coppia massima.

$$C_{motore_max} = \frac{C_{puleggia_max}}{i \cdot \eta_r} \qquad \omega_{motore_max} = \omega_{puleggia_max} \cdot i$$

Ottenendo:

$$C_{motore_max} = 27,08 \text{ mNm} \qquad \omega_{motore_max} = 332,92 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = 3197,2 \text{ rpm};$$

Viene quindi scelto un motore che supplisca a queste richieste: il motore scelto è il modello 28LT12 289.49 della PORTESCAP. In figura 60 si propone una rappresentazione dello stesso, le caratteristiche peculiari del prodotto sono riportate in tabella 29 e la caratteristica completa di coppia è riportata in figura 61:

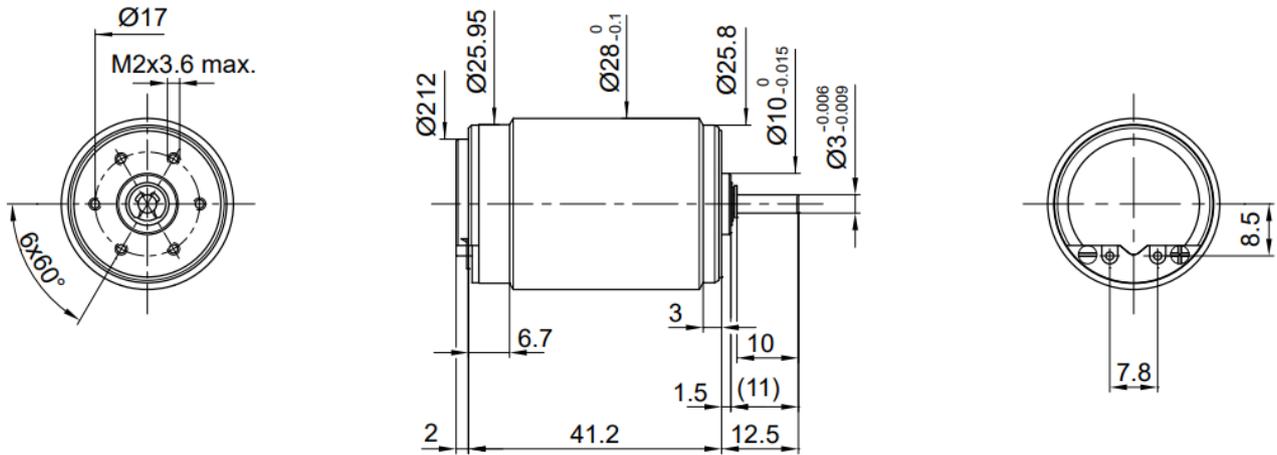


Figura 60. Vista lato sinistro, laterale e frontale del motore 28LT12 289.49 prodotto dalla PORTESCAP

MOTORE 28LT12 289.49	
Voltaggio nominale $\rightarrow V_{nom}$	18 V
Rendimento elettrico $\rightarrow \eta_e$	0,72
Costante di coppia $\rightarrow K_m$	21,40 mNm/A
Massa del motore $\rightarrow M_m$	135 g

Tabella 29. Specifiche del motore scelto

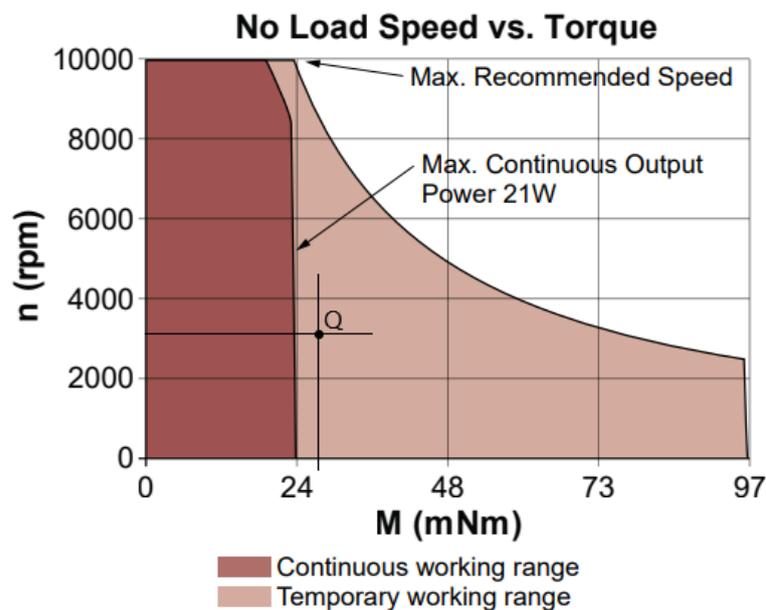


Figura 61. Caratteristica di coppia del motore 28LT12 289.49

Sulla caratteristica di potenza è contrassegnato il punto identificato dal massimo valore di potenza assorbita dal dispositivo. Il punto, rappresentato da Q, è contenuto all'interno della caratteristica di lavoro temporaneo del motore. Si ritiene accettabile questa condizione in quanto i massimi valori di potenza assorbita si presentano unicamente in rotazioni specifiche non in modo continuativo durante la riabilitazione.

5. Si decide di confrontare la potenza necessaria al dispositivo nella condizione di lavoro peggiore che può manifestare durante la riabilitazione, con quella erogata effettivamente dal motore. Rapportando i due valori sarà possibile determinare un coefficiente di sicurezza; si è inoltre deciso di utilizzare il valore di potenza massima assorbita, calcolato in modo più preciso, del 2° metodo. Si ricorda che la potenza che giunge alla puleggia è solo una parte di quella erogata dal motore, il riduttore infatti dissipa parte di questa potenza.

Nello specifico:

$$P_{effettiva} = P_{erogata} \cdot \eta_m$$

I risultati sono disponibili in tabella 30:

POTENZA MASSIMA ASSORBITA	POTENZA EROGATA DISPONIBILE	COEFFICIENTE DI SICUREZZA
5,0 W	10,5 W	2,1

Tabella 30. Potenze e coefficiente di sicurezza

6. In questo ultimo punto si vuole dimensionare il sistema di alimentazione elettrica del singolo motore. Per farlo sono necessari i valori, già noti, di costante di coppia del motore elettrico K_m , rendimento elettrico del motore stesso η_e e voltaggio nominale V_{nom} oltre al valore di coppia massima assorbita dal motore C_{motore_max} . A partire da questi dati è possibile valutare la corrente massima richiesta dal motore e la potenza elettrica massima assorbita dallo stesso, con le seguenti relazioni:

$$i_{max} = \frac{C_{max}}{K_{coppia}} = 1,27 \text{ A} \qquad P_e = \frac{V_{nom} \cdot i_{max}}{\eta_e} = 31,8 \text{ W}$$

Per supplire a queste richieste vengono utilizzate delle batterie SHENTEC 800mAh Li-ion 9V, utilizzabili per 1200 cicli. Volendo realizzare un'unica alimentazione per i quattro motori, dovrà essere creato un sistema di quattro serie di due batterie in parallelo. Inoltre, supponendo, in modo

molto conservativo, che il sistema assorba sempre la corrente massima, è possibile valutare il tempo di utilizzo del dispositivo ad ogni carica della batteria con la relazione:

$$T_{utilizzo_max_potenza} = \frac{\text{energia immagazzinata}}{i_{max}} = \frac{800 \text{ mAh}}{1270 \text{ mA}} = 0,63 \text{ h} = 37,8 \text{ minuti}$$

È possibile svolgere dei calcoli precisi sul tempo di funzionamento andando ad integrare le curve di potenza assorbita nei vari movimenti riabilitativi e confrontare il valore ottenuto con l'energia disponibile al sistema di alimentazione.

4. Progettazione esecutiva

Si rende necessario, per giungere alla realizzazione effettiva del dispositivo, passare alla progettazione esecutiva dello stesso. In questa sezione verranno quindi descritte tutte le scelte costruttive effettuate per passare dalla progettazione funzionale a quella esecutiva. Come descritto nella progettazione funzionale, il dispositivo è costituito da alcuni elementi fondamentali, rappresentati in figura 62:

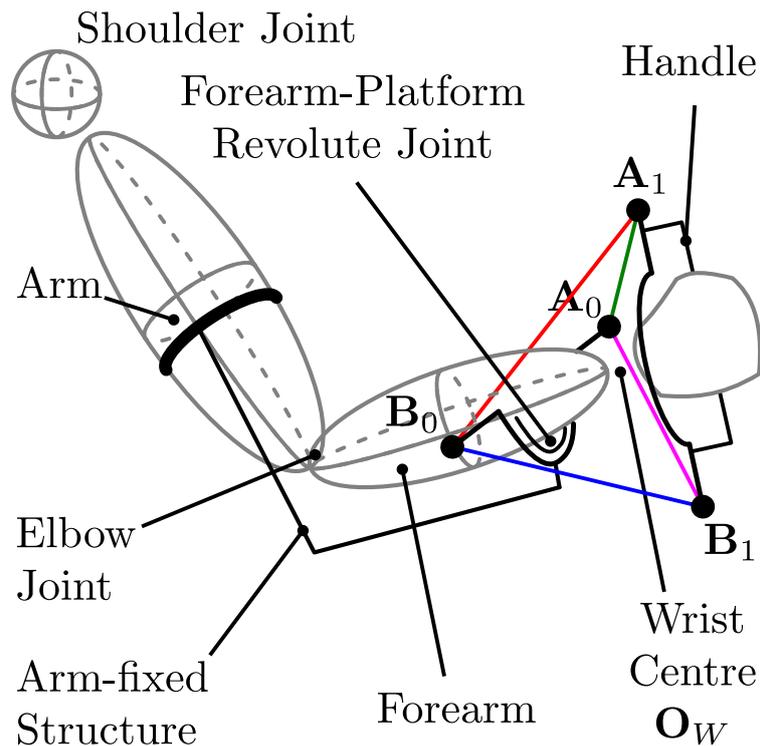


Figura 62. Progettazione funzionale del dispositivo

Ricordando la presenza del sistema di azionamento già dimensionato, e della sensoristica per il controllo in anello chiuso, le parti da definire nella progettazione esecutiva sono:

- Telaio fisso
- Telaio mobile
- Sistema di azionamento
- Sistema di rilevamento della tensione dei cavi
- Tutore

Ogni componente è stato sviluppato tenendo conto principalmente del paradigma caratterizzante il dispositivo, ovvero l'indossabilità, che si traduce nella realizzazione di un dispositivo compatto e leggero. È stato inoltre necessario tenere conto della resistenza strutturale dei componenti e del metodo realizzativo degli stessi. Per semplificare la realizzazione del dispositivo sono stati scelti nel

numero maggiore possibile degli elementi commerciali e, in assenza degli stessi, si è optato per una creazione tramite fabbricazione additiva (*FDM, Fused Deposition Modeling*), che utilizza come materiale per la stampa l'acido polilattico (*PLA*).

Nelle figure 63, 64, 65 e 66 viene proposta l'immagine del dispositivo ottenuto dalla progettazione esecutiva nelle viste caratteristiche: assonometrica, frontale, superiore e laterale.

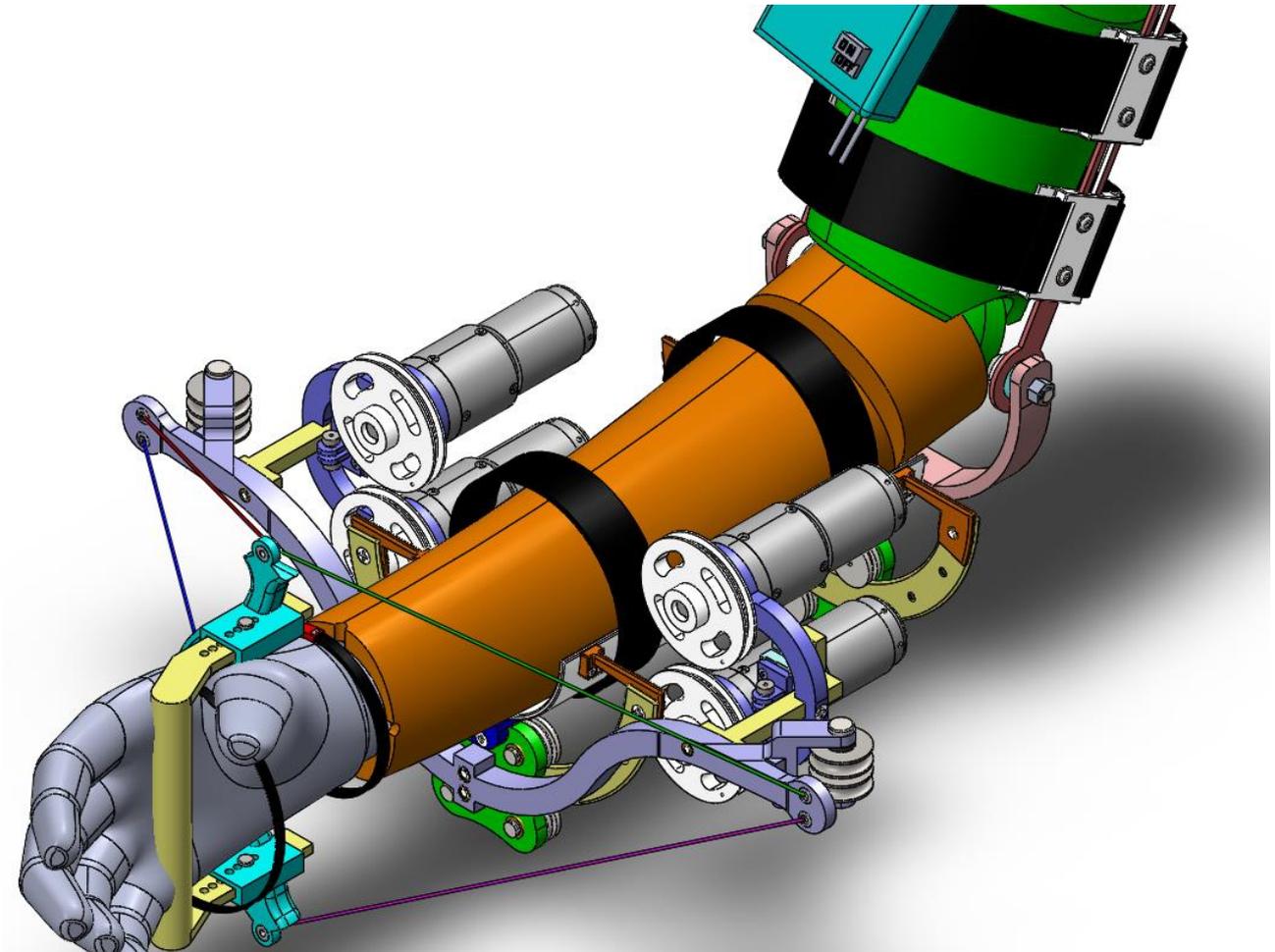


Figura 63. Vista assonometrica del dispositivo realizzato con la progettazione esecutiva

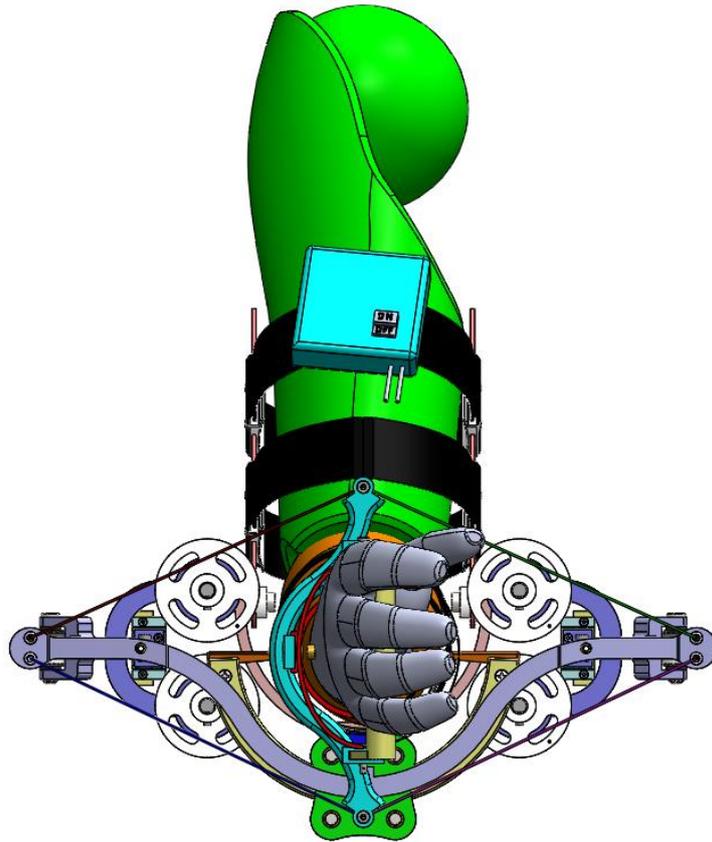


Figura 64. Vista frontal del dispositivo

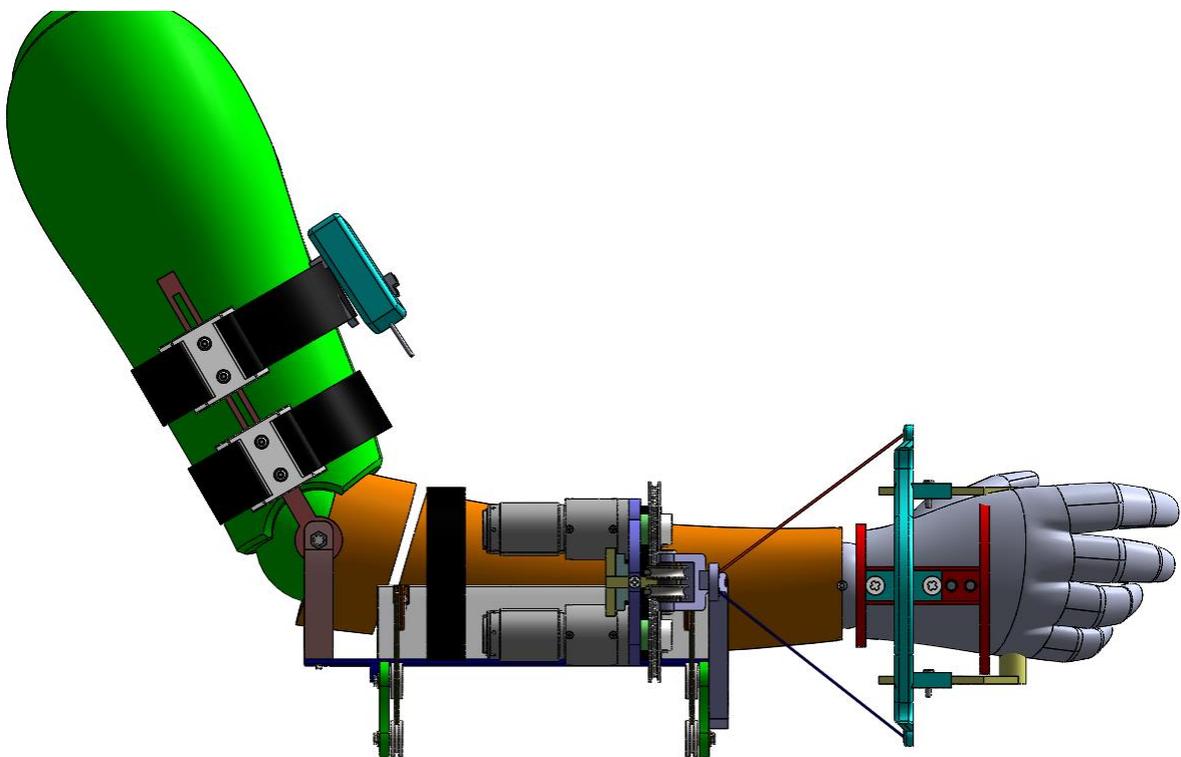


Figura 65. Vista lateral del dispositivo

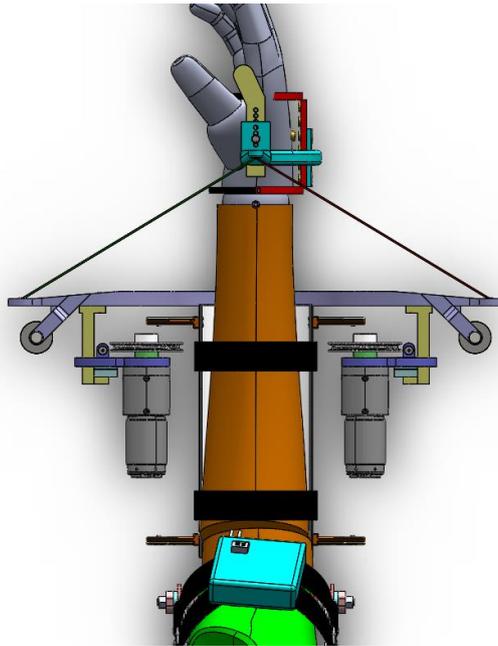


Figura 66. Vista superiore del dispositivo

Il dispositivo è suddiviso nei suoi componenti fondamentali, la rappresentazione che ne consegue è presentata in figura 67.

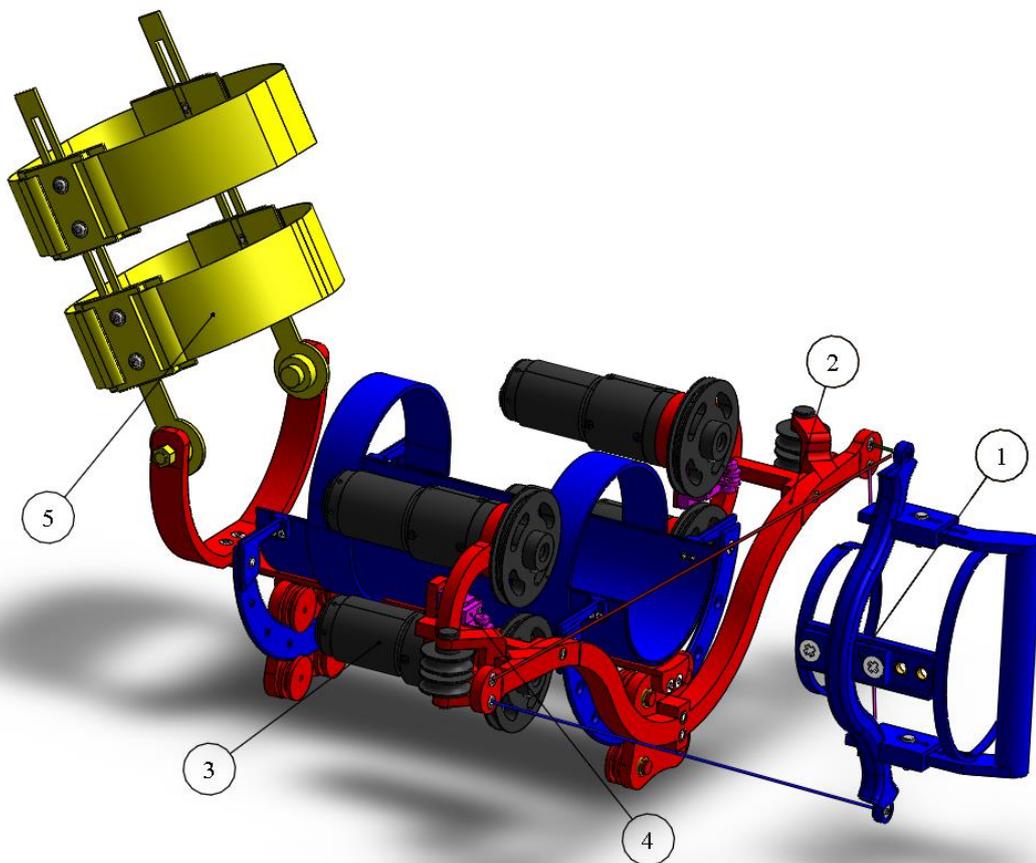


Figura 67. Sottoinsiemi del dispositivo: (1) Telaio fisso – (2) Telaio mobile – (3) Sistema di azionamento - (4) Rilevamento tensione cavi - (5) Tutore

Nel proseguo verranno presentati singolarmente i sottoinsiemi fondamentali del dispositivo, elencati precedentemente, e saranno descritte le scelte della progettazione esecutiva effettuate per la progettazione del singolo componente costituente il sottoinsieme.

4.1 Telaio fisso

Nella figura 68 sono rappresentati il sottoinsieme telaio fisso e il tutore (5). Il primo sottoinsieme studiato è il telaio fisso.

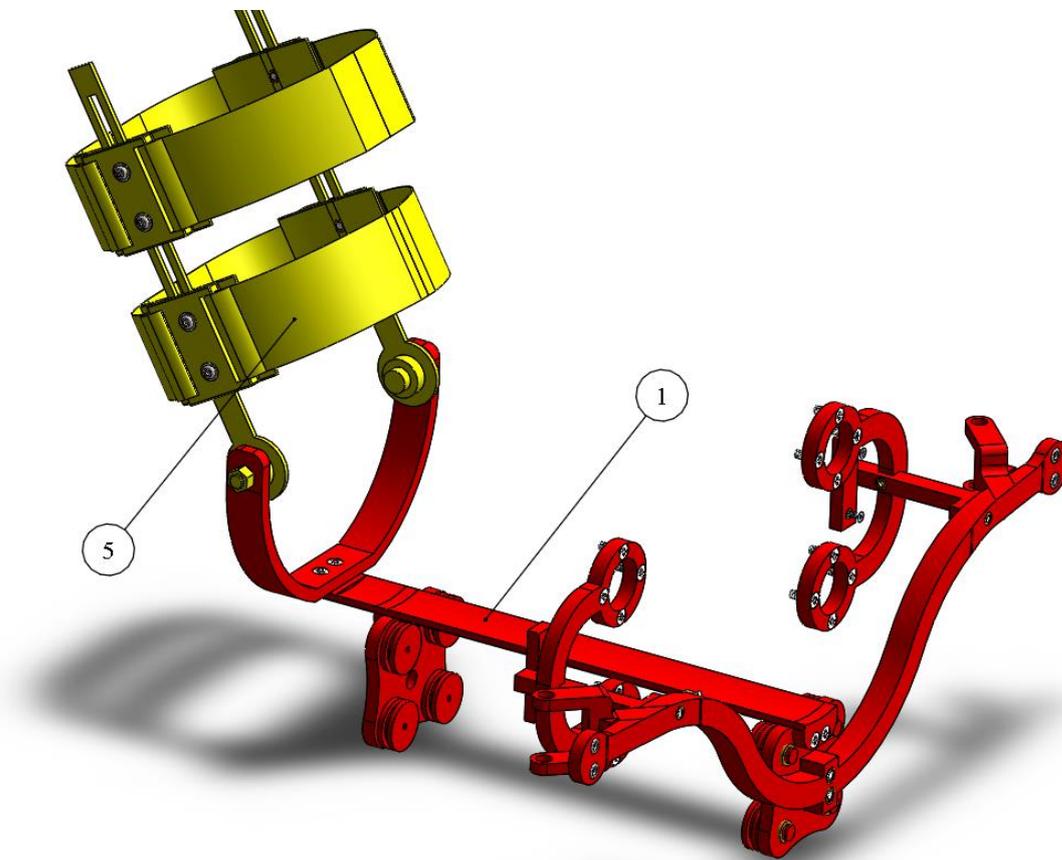


Figura 68. Sottoinsiemi (1) e (5) del dispositivo

Il telaio è detto fisso in quanto è vincolato al braccio, ed eventualmente alla spalla del paziente, grazie al tutore (5). Il paziente è quindi in grado di realizzare i movimenti di PS, FE o DR&U senza che questa parte del dispositivo si muova. Nella figura 69 sono rappresentati tutti gli elementi che costruiscono il sottoinsieme (1).

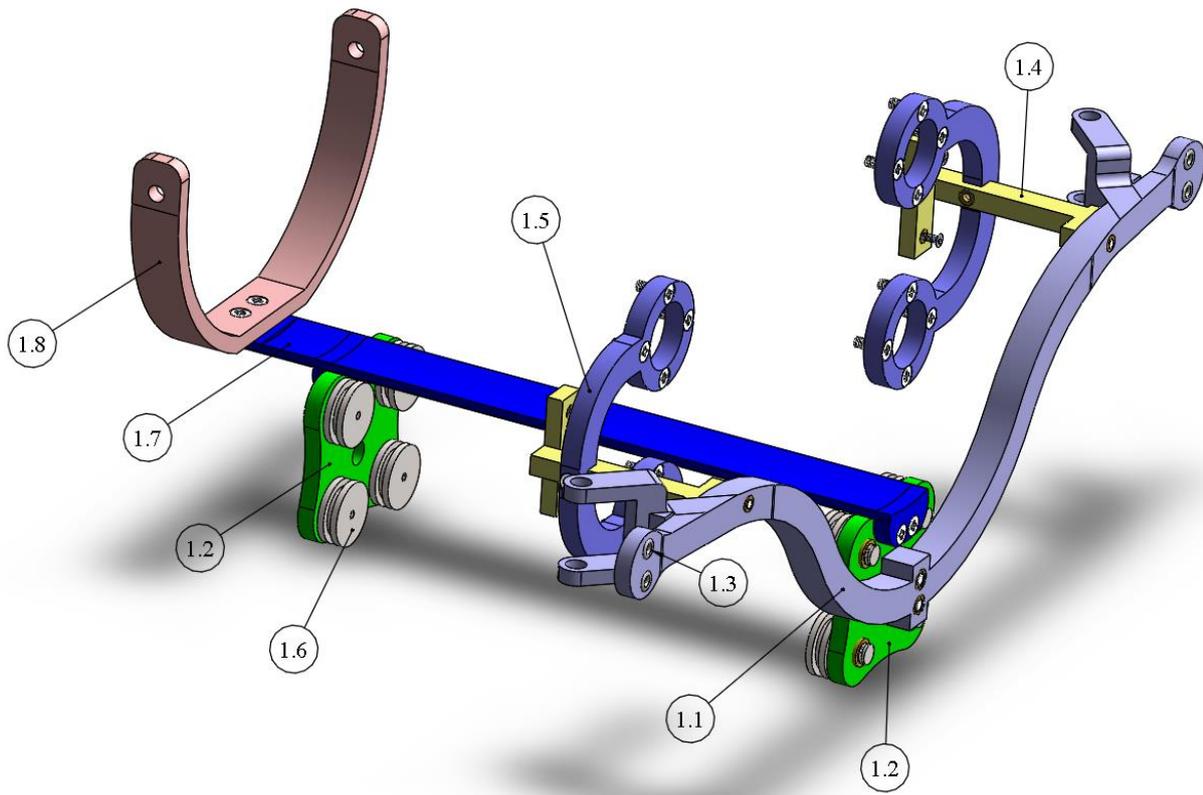


Figura 69. Vista del sottoinsieme (1), componenti: (1.1) piattaforma fissa, (1.1) supporto coppia rotoidale, (1.3) occhiello, (1.4) supporto sensori, (1.5) supporto motori, (1.6) elemento volvente coppia rotoidale, (1.7) asta avambraccio, (1.8) mezzaluna gomito

Gli elementi (1.8) e (1.7) mettono in comunicazione il tutore con la piattaforma fissa (1.1) e i due elementi di supporto della coppia rotoidale (1.3), la quale presenta diversi fori sui quali, tramite inserti filettati, sono inseriti gli elementi volventi (1.6). La piattaforma fissa a sua volta sostiene l'elemento di supporto sensori (1.4) ai quali è legato il supporto motori (1.5). I motori sono montati frontalmente con accoppiamento a vite al supporto motori (1.5). Il supporto (1.4) deve quindi resistere a ingenti sforzi, sia di taglio che momento flettente; l'analisi degli sforzi è fortemente vincolata dalla tecnologia di produzione. Sono stati svolti calcoli strutturali che hanno verificato che la sezione del supporto è in grado di sostenere i carichi, la tecnologia *FDM* presenta un grado di riempimento dei manufatti creati, risulta quindi difficoltoso stabilire quale sia la sezione effettivamente utile alla resistenza strutturale. Per questo motivo, essendo il supporto (1.4) un elemento critico, si rende necessario rinforzare il supporto inserendo una barra di elemento metallico al suo interno. La piattaforma fissa presenta due forcelle che sostengono due pulegge di rinvio del cavo; quest'ultimo passa attraverso l'occhiello (1.3) e, con un angolo di avvolgimento di circa 90° viene indirizzato alle pulegge di avvolgimento cavi del sistema di azionamento. Si osserva inoltre che il passaggio delle coppie di cavi 1-3 e 2-4, avviene su occhielli diversi; si è reso necessario scindere il punto di ancoraggio dei cavi

sulla piattaforma fissa per evitare lo sfregamento tra gli stessi durante i movimenti riabilitativi. La sintesi preliminare del dispositivo ha assunto che questi due punti coincidessero; essendo però quest'ultima un'analisi geometrica si ritiene che lo scostamento di 10 mm, tra i centri dei due occhielli, realizzato per risolvere il problema dello sfregamento dei cavi, non influenzi in modo significativo i calcoli svolti.

4.2 Telaio mobile

Nella figura 70 sono rappresentati i sottoinsiemi (1) e (2). La rappresentazione è combinata unicamente per sottolineare la presenza della coppia rotoidale che disaccoppia il movimento rotativo dei due sistemi.

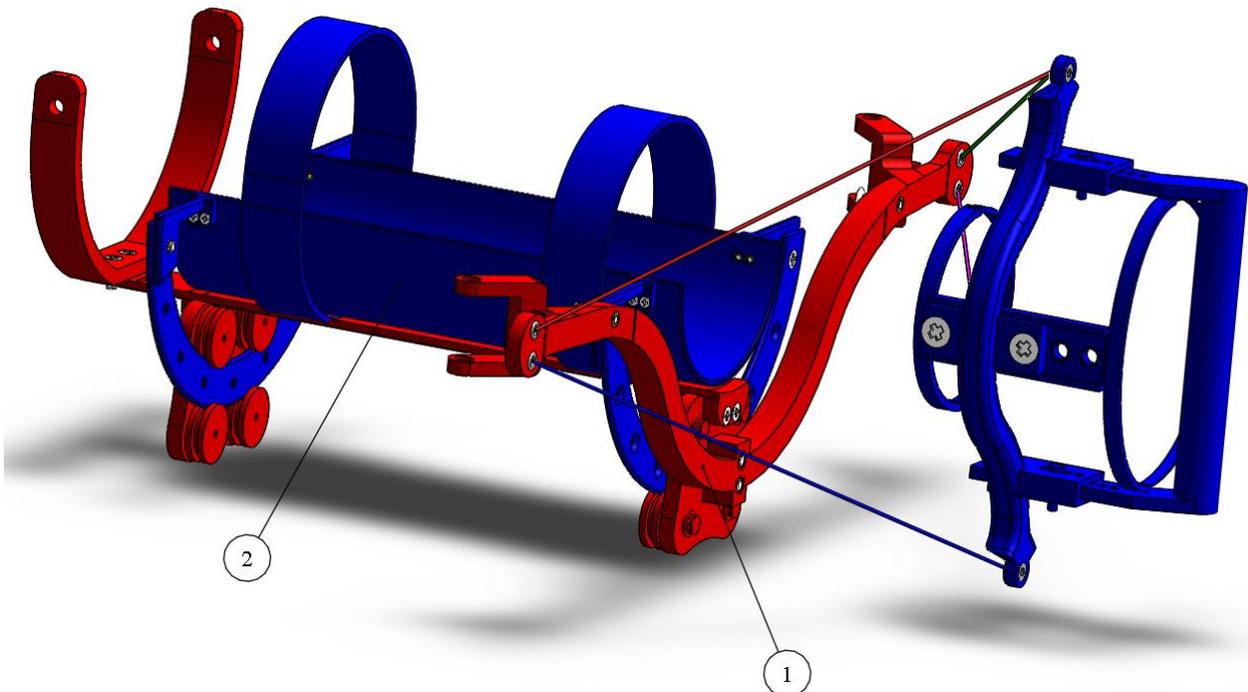


Figura 70. Sottoinsiemi (1) e (2) del dispositivo

Il telaio fisso (1) è vincolato con il tutore alla spalla, mentre il telaio mobile (2) è vincolato all'avambraccio: con i due sistemi disaccoppiati è possibile realizzare, da parte del paziente, il movimento di prono-supinazione. Per chiarire ulteriormente questo aspetto, in figura 71 sono rappresentati i due sottoinsiemi con un angolo di prono-supinazione di 40°. La mano, dal canto suo, non ha vincoli rispetto alle rotazioni realizzabili.

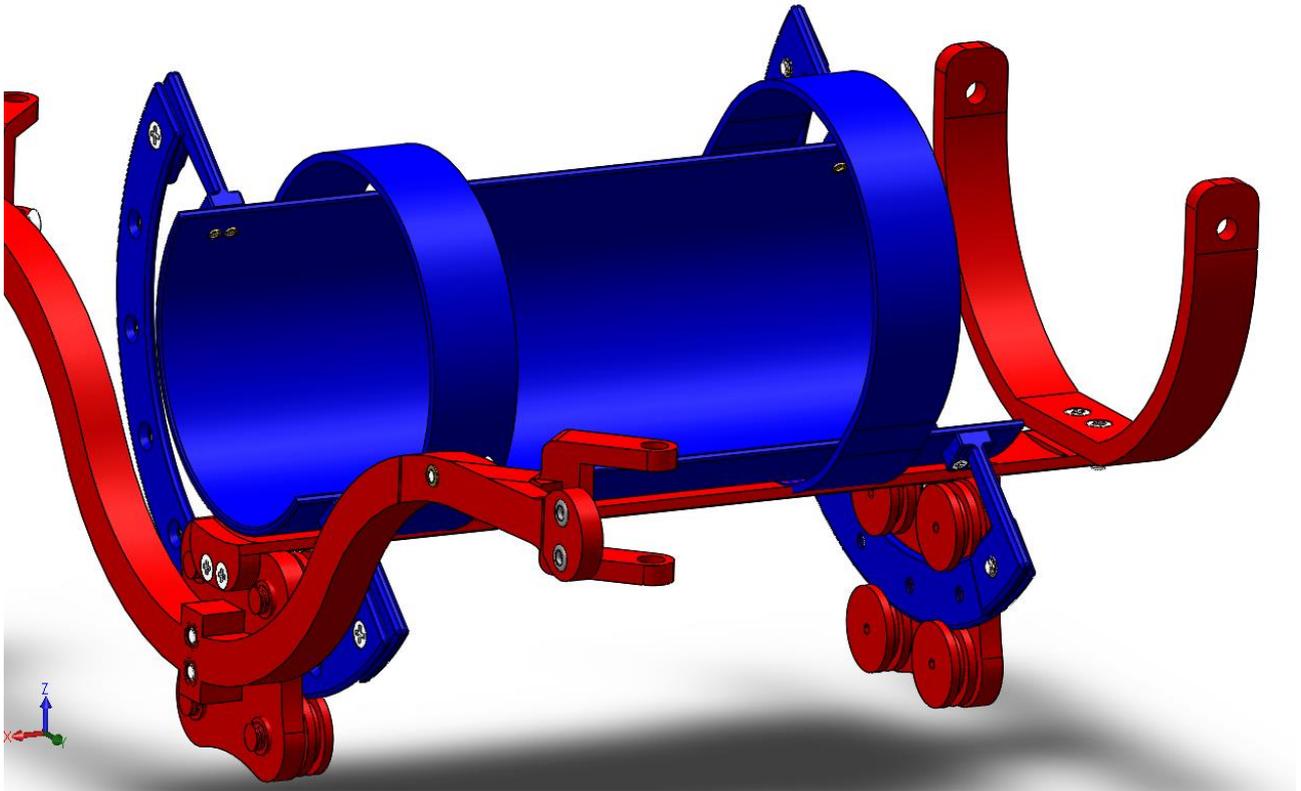


Figura 71. Sottoinsiemi (1) e (2) con angolo relativo di rotazione di 40°

Si procede analizzando singolarmente i componenti, in figura 72 sono rappresentati tutti gli elementi che costruiscono il sottoinsieme (2).

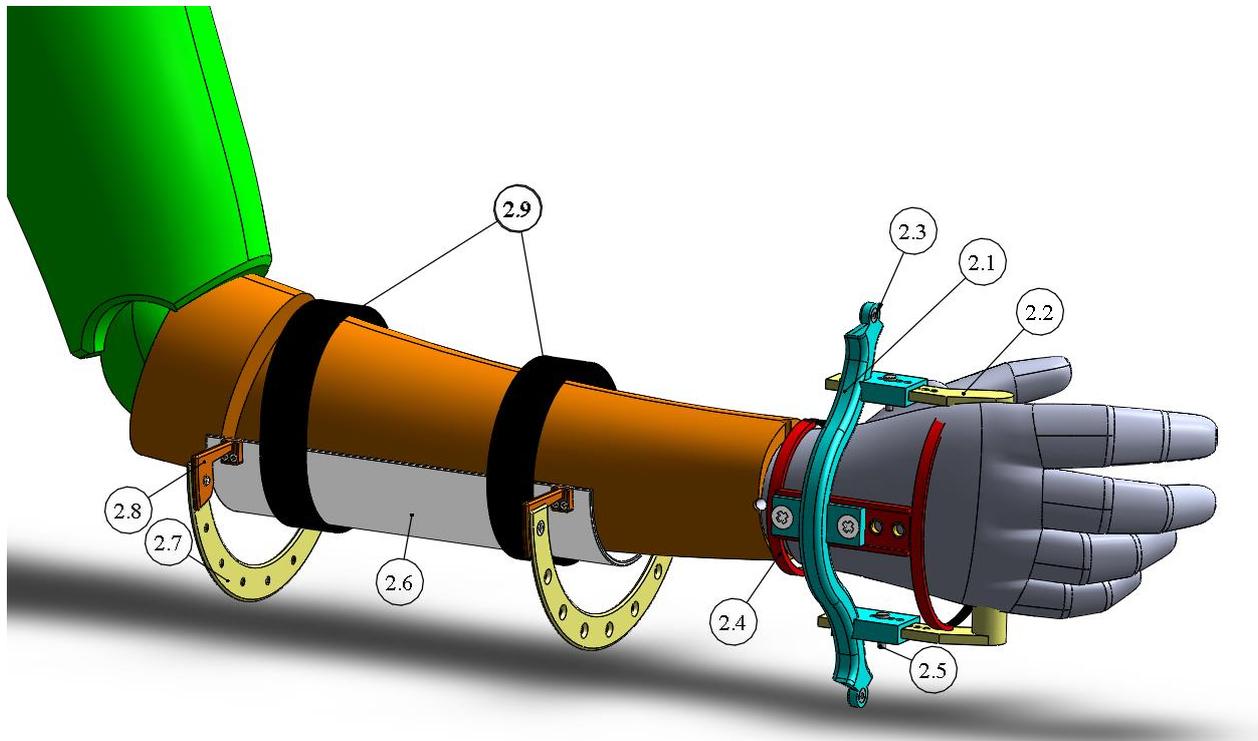


Figura 72. Vista del sottoinsieme (2), componenti: (2.1) piattaforma mobile, (2.2) maniglia, (2.3) occhiello, (2.4) distanziale piattaforma mobile, (2.5) perno di riferimento, (2.6) guscio per l'avambraccio, (2.7) rotaie, (2.8) finecorsa meccanico, (2.9) fasce elastiche

La posizione nello spazio della piattaforma mobile (2.1) è univocamente definita dall'elemento maniglia (2.2). I due elementi sono accoppiati attraverso una coppia prismatica e la posizione relativa è definita dalla presenza di un perno (2.5) che può essere posizionato in diversi fori passanti posti sui due elementi. La maniglia è un ottimo elemento di ancoraggio per il paziente in fase di riabilitazione; si è però ritenuto necessario ampliare l'utilizzo del dispositivo anche a pazienti impossibilitati ad esercitare forti azioni di serraggio con le dita della mano. Per questo motivo è presente il componente (2.4) il quale, come nel caso della maniglia, realizza una coppia prismatica con la piattaforma mobile e la posizione reciproca è definita da un accoppiamento a vite. Per tutti i collegamenti a vite sono previsti degli inserti in ottone, non è possibile infatti realizzare delle filettature precise con la tecnologia di fabbricazione additiva FDM; per fissare l'inserto metallico alla struttura specifica viene realizzata la seguente procedura: si realizzano dei fori sulla struttura, che ospiterà l'inserto, con un diametro minore rispetto a quello dell'inserto; l'inserto viene scaldato e raggiunti alti valori di temperatura, si preme lo stesso contro la sede ricavata sulla struttura. L'inserto caldo va a fondere la porzione di materiale plastico adiacente il foro e, con il raffreddamento, si fissa alla struttura per interferenza. Alle estremità della piattaforma mobile sono presenti due fori nei quali sono inseriti degli occhielli (6) i quali permettono, con l'utilizzo di clip fermacavi (non rappresentate) di fissare i cavi alla piattaforma mobile. Il componente guscio (2.6) ha il compito di trasmettere le forze tra il dispositivo e l'avambraccio, ed è vincolato a quest'ultimo con delle fasce elastiche (2.9). Il guscio è inoltre collegato ai binari (2.7) i quali scorrendo sugli elementi volventi del telaio fisso, realizzeranno la coppia rotoidale. Il collegamento tra guscio e binari avviene tramite il componente (2.8), che è inoltre un finecorsa meccanico. La prono-supinazione come noto ha un angolo limitato, a causa delle interferenze tra cavi, dispositivo e mano; per questo motivo, giunti all'angolo di prono-supinazione pari a 55° , il finecorsa arresta la rotazione andando in battuta contro gli elementi volventi della coppia rotoidale. Dettaglio dell'arresto della rotazione di PS da parte del finecorsa in figura 73.

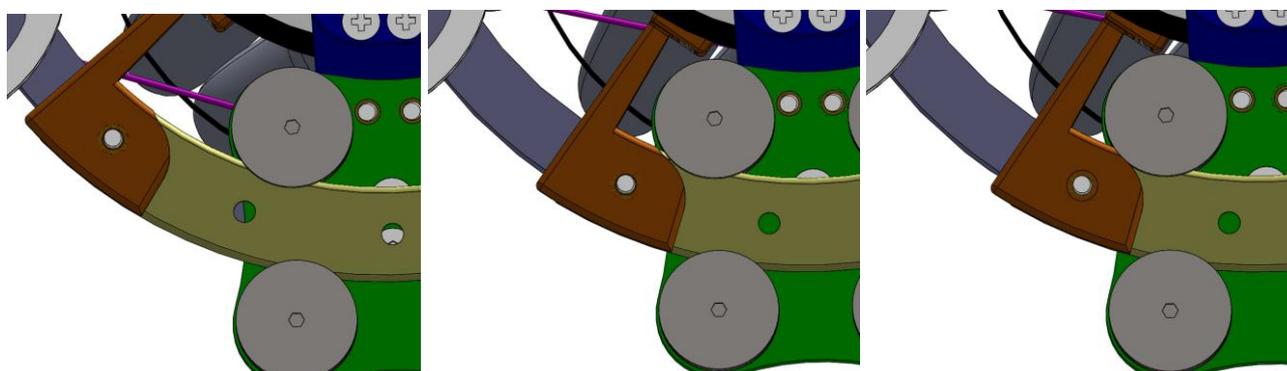


Figura 73. Sequenza di arresto del moto di PS dovuta al finecorsa: da sinistra, PS= 40° - PS= 54° - PS= 55°

4.3 Sistema di azionamento

Nella figura 74 sono rappresentati i sottoinsiemi (1) e (3). I due sottosistemi vengono rappresentati insieme in quanto la struttura (1) garantisce il completo sostegno al sistema (3).

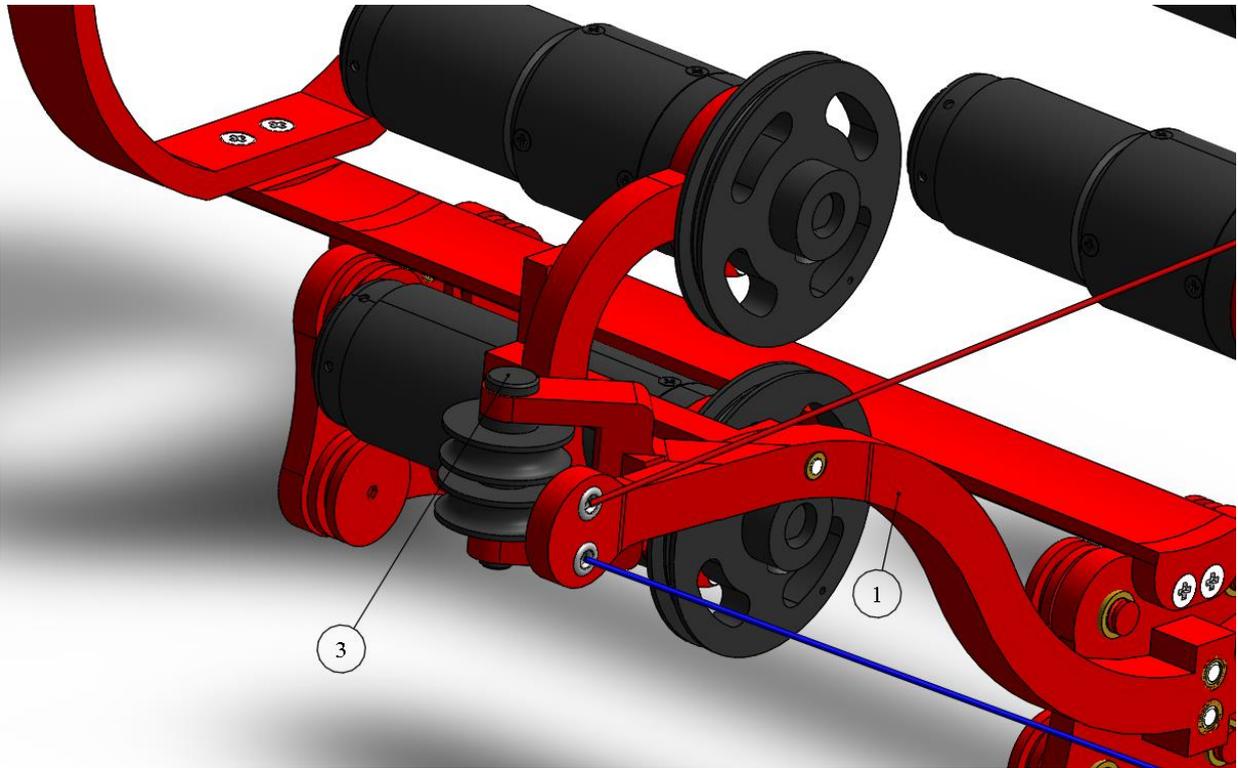


Figura 74. Sottoinsiemi (1) e (3) del dispositivo

Si procede analizzando singolarmente i componenti del sistema di azionamento, in figura 75 sono rappresentati tutti gli elementi che costruiscono il sottoinsieme (3).

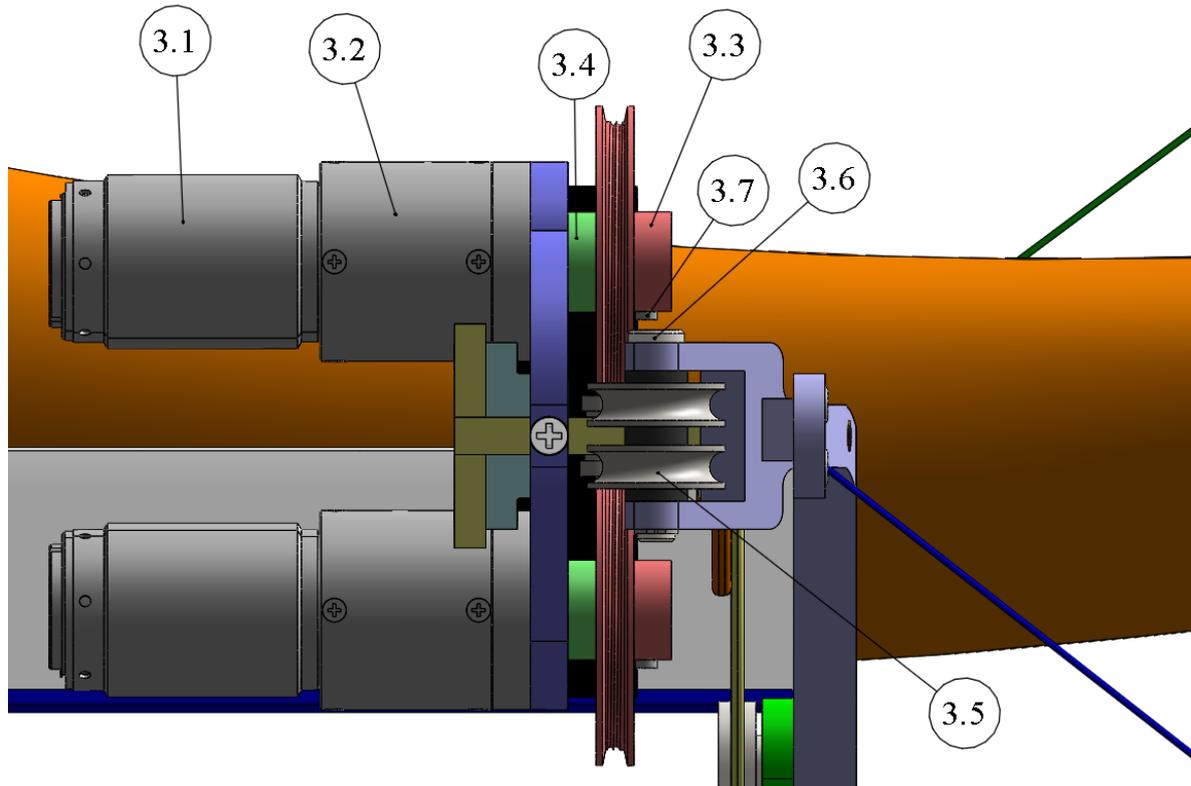


Figura 75. Vista del sottoinsieme (3), componenti: (3.1) motore 28LT12, (3.2) riduttore R32-2R-0-574, (3.3) puleggia di avvolgimento cavi, (3.4) distanziale puleggia-riduttore, (3.5) puleggia di rinvio cavi, (3.6) perno per pulegge rinvio, (3.7) vite SPE-M2-P

I componenti (3.1), (3.2) e (3.3) sono stati dimensionati nel paragrafo 3.4.3 dell'elaborato. Sono inoltre presenti le pulegge di rinvio (3.5) rese solidali alla piattaforma fissa con il perno (3.6), fissato a sua volta con anello seger. Il distanziamento tra le pulegge di rinvio è garantito da delle rondelle. La puleggia (3.3), presenta un distanziale (3.4) che ne permette il corretto posizionamento assiale. Il componente è reso solidale da un grano (3.7) che si posiziona sulla spianatura presente sull'albero del riduttore. In dettaglio il sistema di accoppiamento, in figura 76.

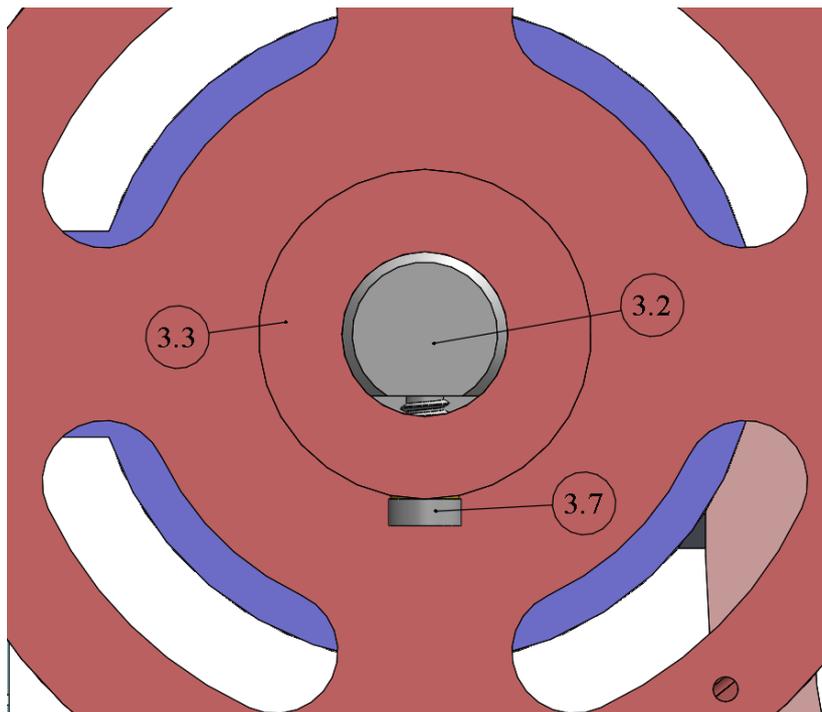


Figura 76. Vista frontale della puleggia (3.3), in dettaglio di grano (3.7) e spianatura albero riduttore (3.2)

4.4 Sistema di rilevamento tensione dei cavi

Nella figura 77 sono rappresentati i sottoinsiemi (1), (2), (3) e (4). I quattro sottosistemi vengono rappresentati insieme in quanto si intende sottolineare come il sottoinsieme (4) sia unicamente un sistema accessorio che viene montato unicamente per realizzare il rilevamento della tensione dei cavi.

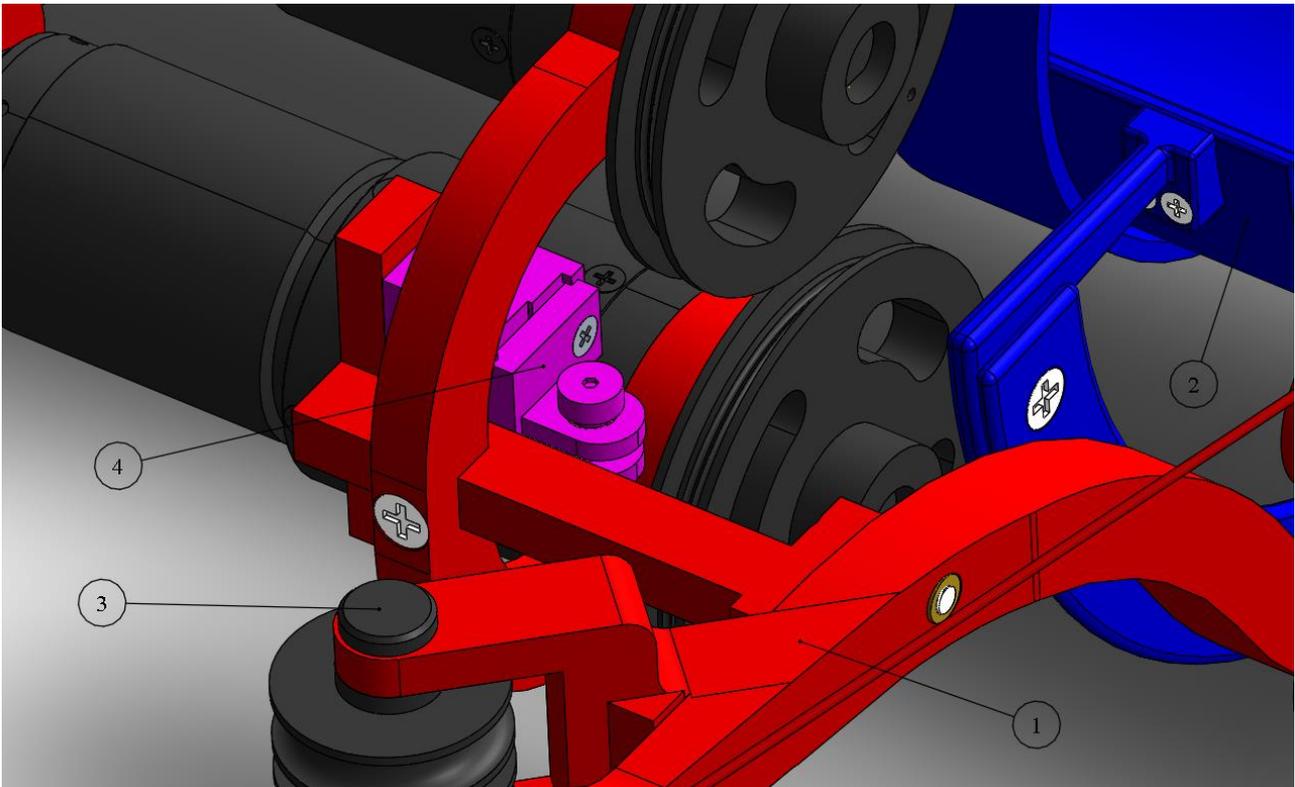


Figura 77. Sottoinsiemi (1), (2), (3) e (4) del dispositivo

Si procede analizzando singolarmente i componenti del sistema di rilevamento della tensione dei cavi, in figura 78 sono rappresentati tutti gli elementi che costruiscono il sottoinsieme (4).

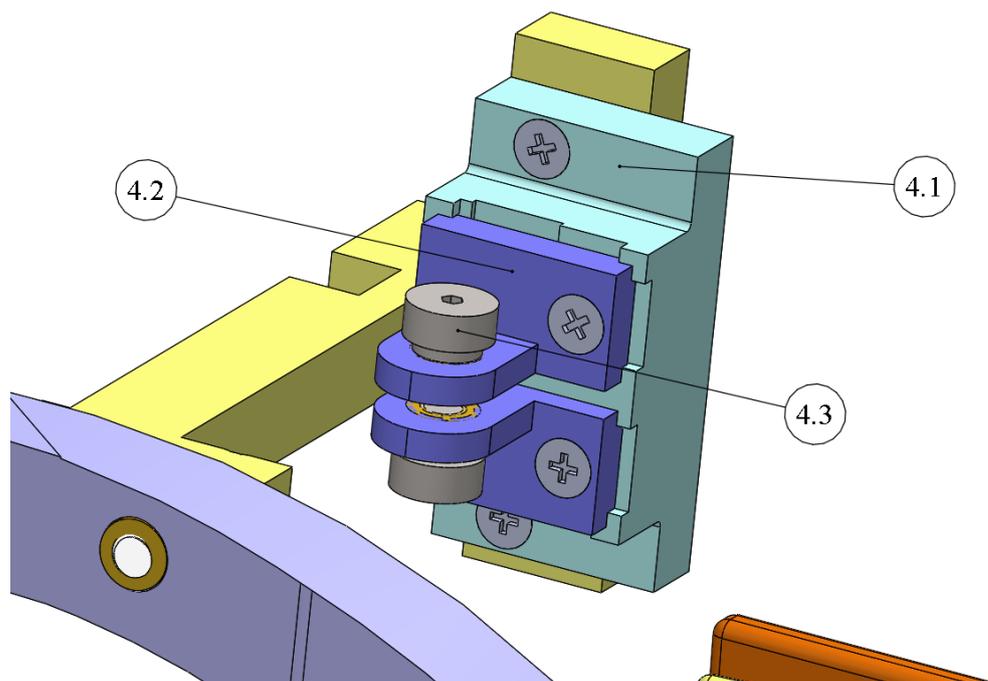


Figura 78. Vista del sottoinsieme (4), componenti: (4.1) sensore down, (4.2) sensore up, (4.3) puleggia_NTBG6 – 4

Dalla figura 78 si osserva come il sensore down (4.1) è collegato con delle viti alla struttura di sostegno sensori, inoltre, questo componente, è sagomato nella sua parte superiore in modo tale che possa accogliere l'elemento sensore up (4.2). A sua volta il sensore up sostiene l'elemento volvente (4.3) che è a contatto con il cavo. Tra gli elementi (4.1) e (4.2) è posto il sensore (4.4), rappresentato in figura 79.

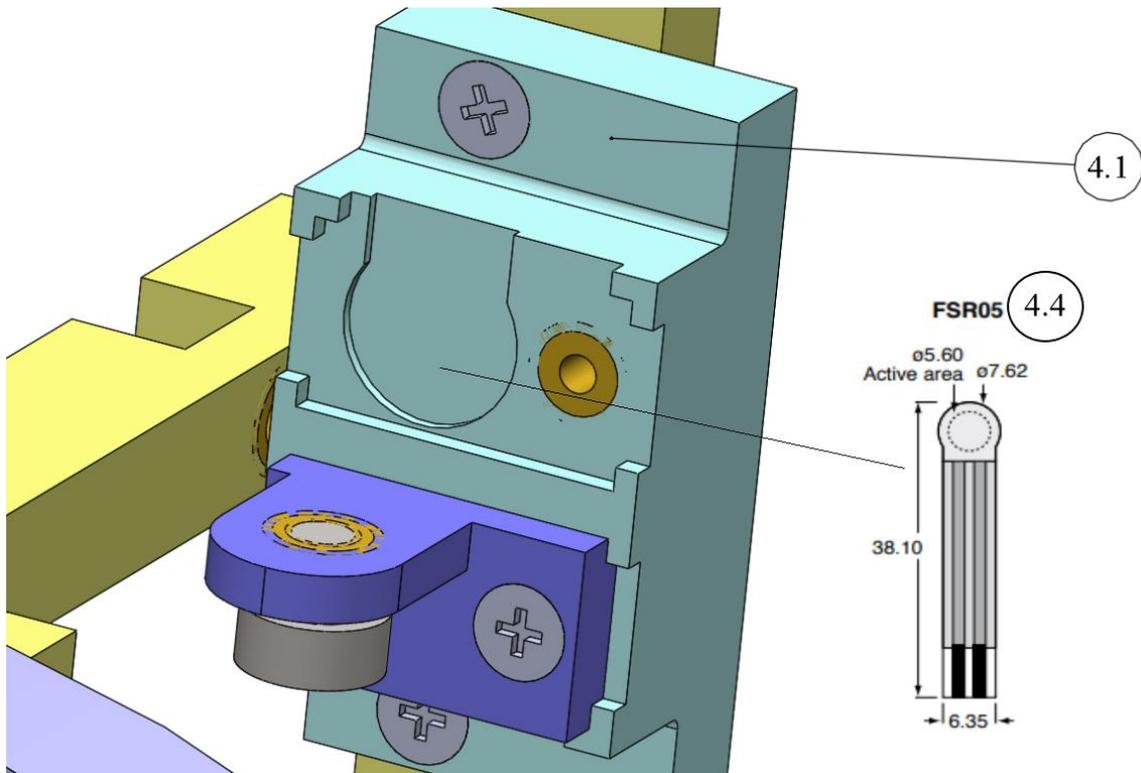


Figura 79. Vista del sottoinsieme (4): dettaglio del sensore FSR05 (4.4)

Il sensore FSR05 ha una capacità di lettura del carico pari a 5kg, nonché 49 N. Volendo valutare la tensione dei cavi (valore massimo 422N), si rende necessario realizzare una geometria del sistema per cui l'angolo di avvolgimento sul componente (4.3) sia tale da garantire una forza diretta sul sensore minore del massimo carico letto dal sensore. Si ricorda inoltre che il serraggio della vite che fissa il sensore up al sensore down va a creare una forza di compressione continua sul sensore. In fase di definizione delle posizioni relative tra le parti si farà riferimento ad un carico massimo sul sensore pari a 35N. La geometria che si rende necessario realizzare è rappresentata in figura 80.

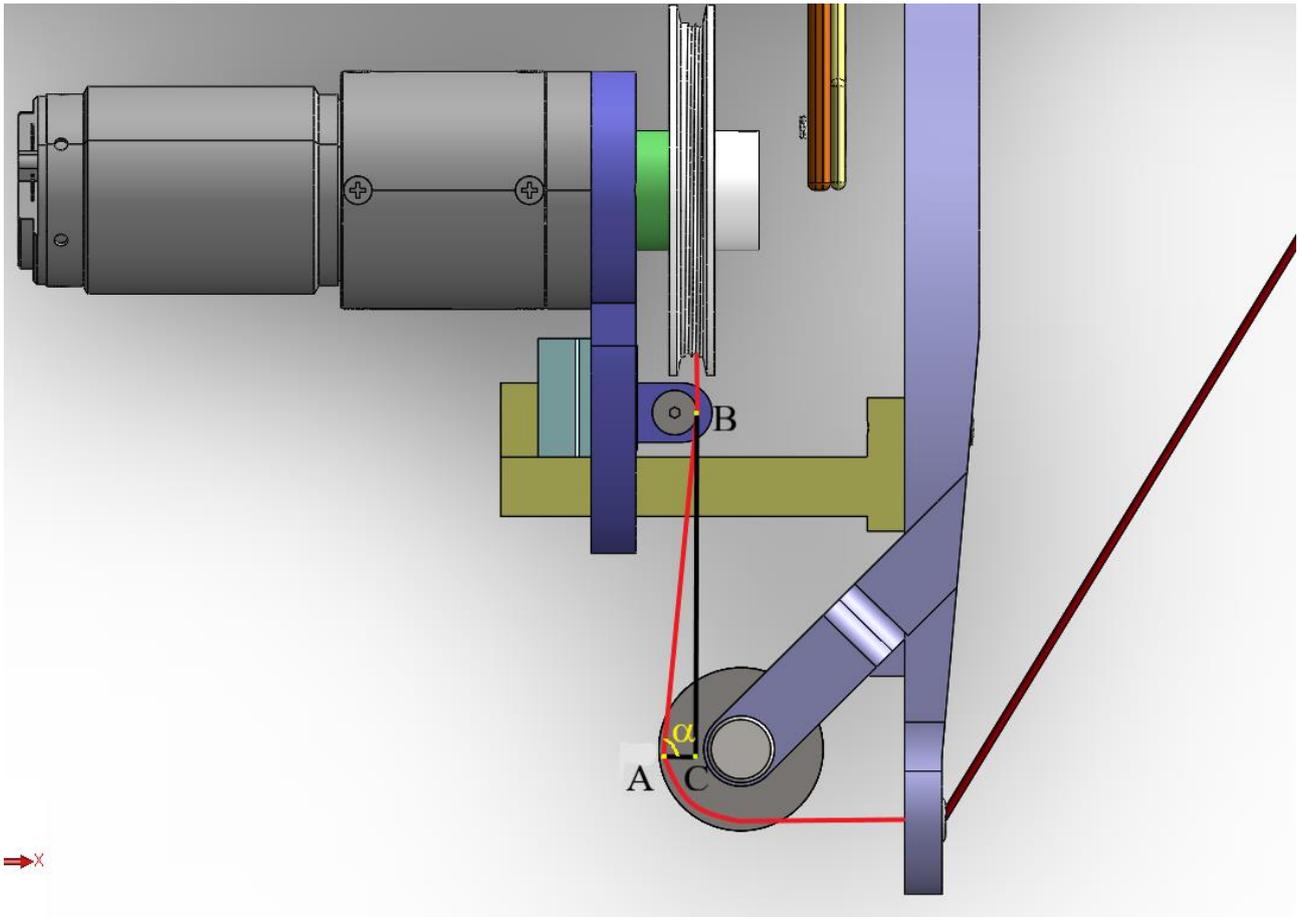


Figura 80. Vista superiore del sottoinsieme (4), in rosso la linea di passaggio del cavo 1

Nella figura 74 si osserva la soluzione proposta. Per poter stabilire quanta della forza di tensione del cavo viene scaricata al sensore occorre valutare la geometria del triangolo rettangolo \widehat{ABC} . Si ha:

- $\overline{AB} = 45,42 \text{ mm}$
- $\overline{CA} = 2,62 \text{ mm}$
- $\alpha = 86,7^\circ$

Da semplici considerazioni geometriche è possibile valutare la forza massima sul sensore con la formula:

$$F_{\text{max_sensore}} = T_{\text{max_cavo}} \cdot \cos(\alpha) = 422 \cdot \cos(86,7^\circ) = 24,3 \text{ N} < 35 \text{ N}$$

4.5 Tutore

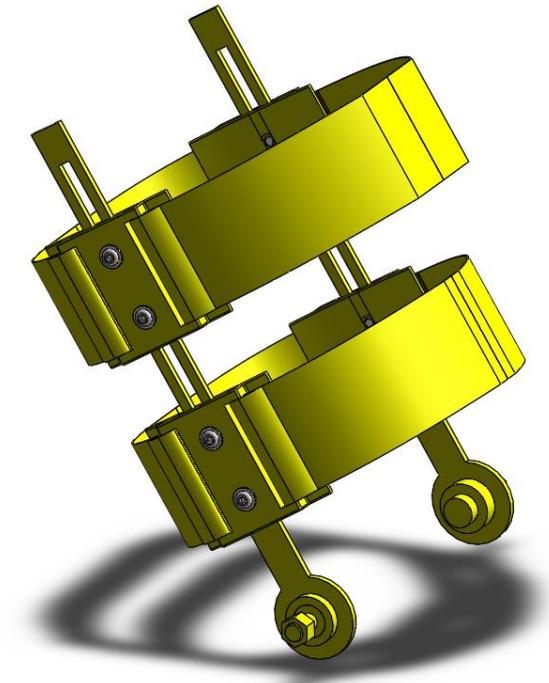


Figura 81. Sottosistema (5): tutore

Nella figura 81 è rappresentato il sottosistema (5). Si è deciso di realizzare il tutore e non pensare di acquistare uno di quelli disponibili in commercio. I tutori in commercio sono infatti particolarmente costosi e non di facile adattamento alla struttura del sottosistema (1) proposto. La scelta dell'acquisto potrà comunque essere fatta in futuro, possibilmente dopo aver condotto le prove dirette di funzionamento sul dispositivo. Si procede analizzando singolarmente i componenti del tutore, in figura 82 sono rappresentati tutti gli elementi che costruiscono il sottoinsieme (4).

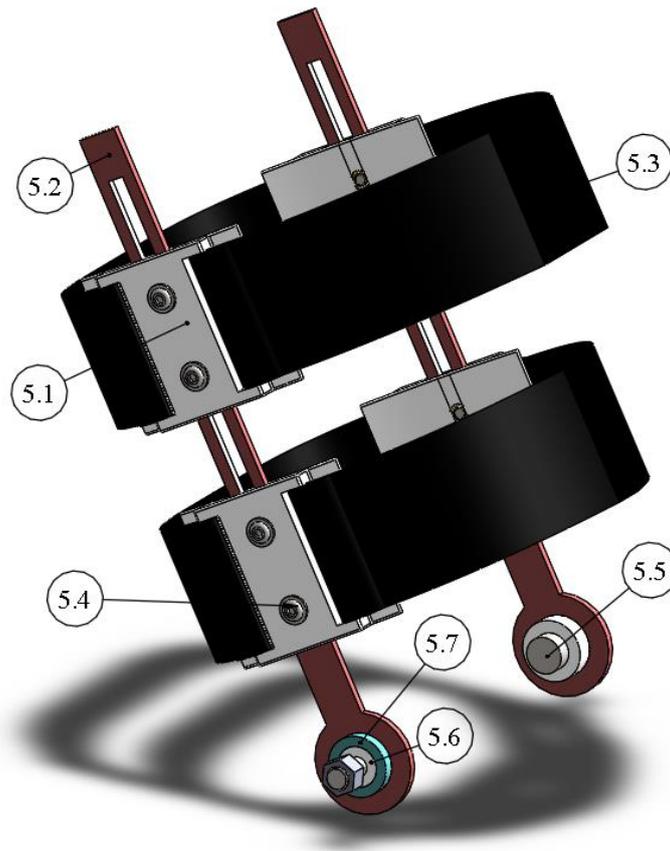


Figura 82. Sottosistema (5), componenti: (5.1) guida, (5.2) asta tutore, (5.3) fasce flessibili, (5.4) vite BCBFB3-5, (5.5) perno CLBDG5_15, (5.6) ghiera DJB5-10-10, (5.7) rondella PACK_WSJJ-10-3

Il sistema tutore ha il compito di scaricare le forze sul braccio del paziente, l'elemento (5.1) genera un accoppiamento di guida prismatica con l'elemento (5.2), inoltre, presenta delle cavità alle quali possono essere fissate le fasce (5.3). Il posizionamento tra le parti di guida e l'asta del tutore è assicurato dalle viti (5.4). I componenti (5.5), (5.6) e (5.7) realizzano l'accoppiamento con il sottosistema (1): i due sistemi possono ruotare reciprocamente. È possibile, inserendo un dispositivo ad impuntamento, bloccare la rotazione dei due sottosistemi, questo tipo di soluzione faciliterebbe il sostegno del dispositivo da parte del paziente durante le sedute di riabilitazione.

Tutti gli elementi che compongono il dispositivo sono rappresentati e riassunti nella distinta materiali, Allegato A. Per ogni elemento sono riportati il numero di riferimento, il nome, una vista del componente, il metodo di produzione, la quantità impiegata di componente nel dispositivo e il peso del singolo componente.

5. Conclusioni

Tutta la progettazione del dispositivo si è sviluppata attorno al concetto cardine di dispositivo indossabile, quindi compatto e leggero. Le scelte progettuali hanno concretizzato la costruzione di un dispositivo in grado di rispettare questo paradigma. Ultimata infatti la progettazione esecutiva è possibile valutare sia l'ingombro del dispositivo che la sua massa.

Le dimensioni notevoli del dispositivo fanno riferimento alle figure 83, 84 e 85 e i valori caratteristici delle stesse sono riportati in tabella 31.

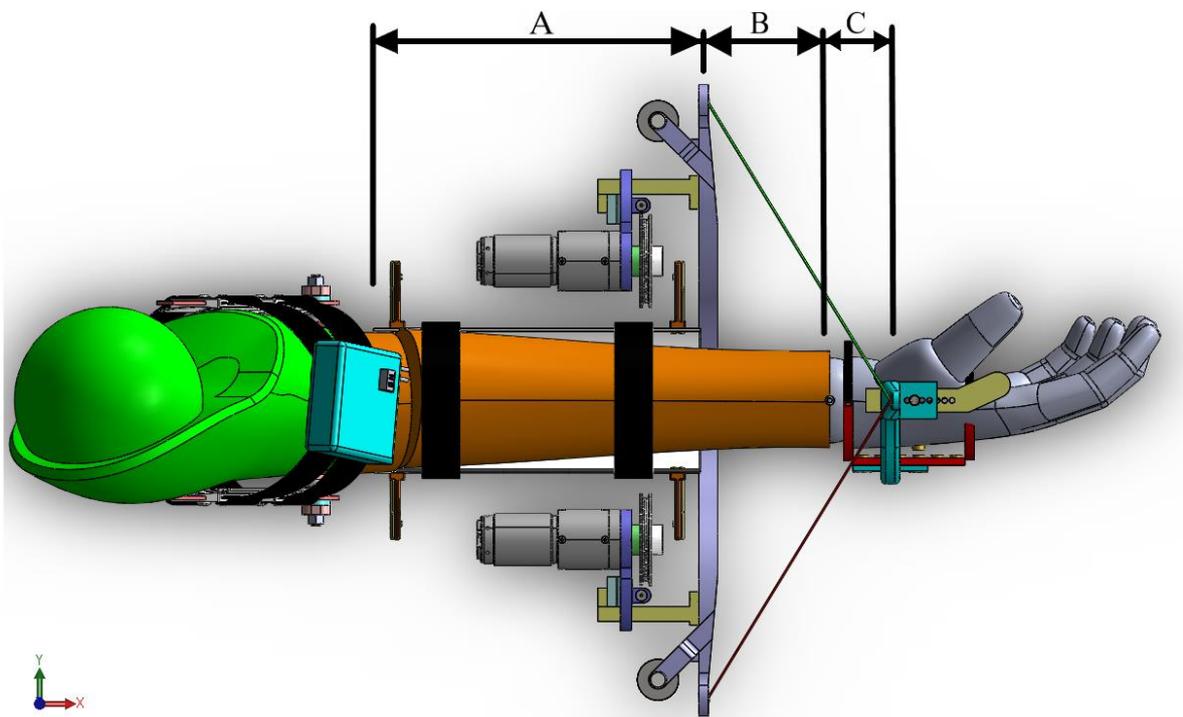


Figura 83. Vista superiore del dispositivo fissato ad un arto

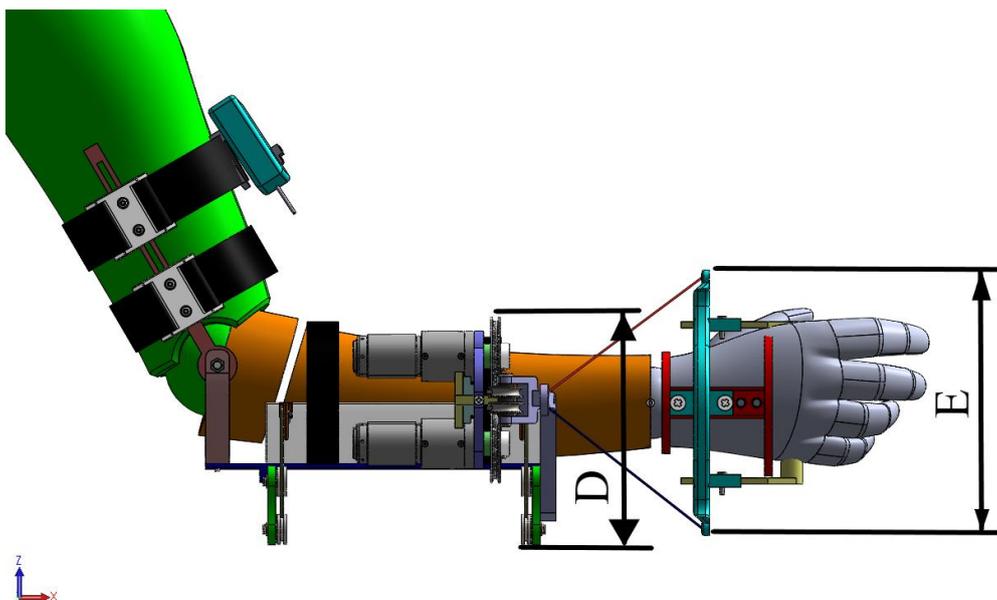


Figura 84. Vista laterale del dispositivo fissato ad un arto

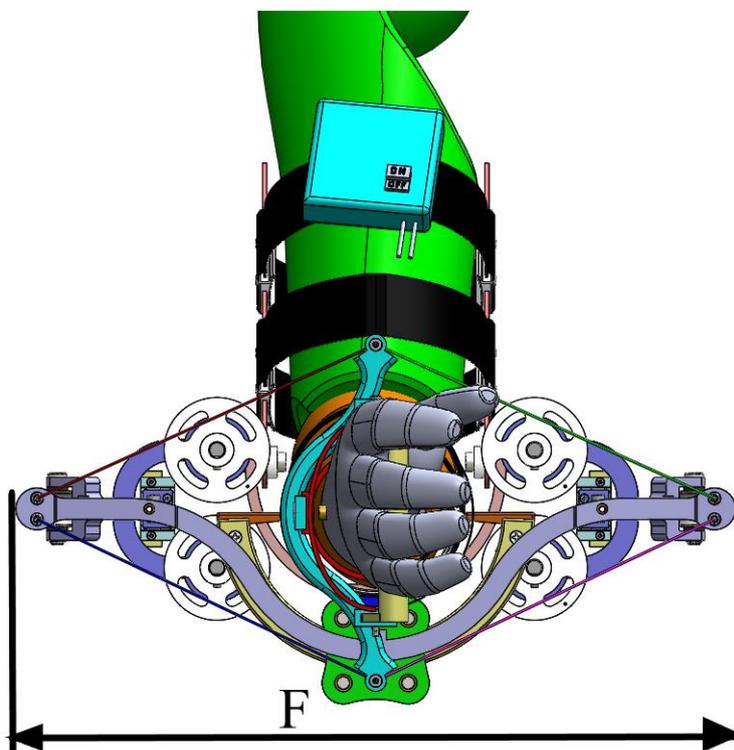


Figura 85. Vista frontale del dispositivo fissato ad un arto

DIMENSIONE NOTEVOLE	VALORE CARATTERISTICO
A	175 mm
B	70 mm
C	30 mm
D	150 mm

E	170 mm
F	340 mm

Tabella 31. Dimensioni di ingombro del dispositivo

Per quanto riguarda la massa del dispositivo, sono riportati nella distinta materiali nell'allegato A, le masse di ogni componente. Per comprendere meglio quale sia la distribuzione del peso sono definiti dei raggruppamenti per i componenti della distinta. I risultati ottenuti sono riportati nella tabella 32.

RAGGRUPPAMENTO	MASSA	% TOTALE
	[g]	[/]
Struttura del dispositivo	656,79	28,11 %
Azionamenti	1360	58,20 %
Alimentazione	120	5,13 %
Elettronica	200	8,56 %
Dispositivo completo	2336,79	100%

Tabella 32. Massa dei raggruppamenti notevoli del dispositivo

Si osserva come la struttura del dispositivo costituisca unicamente il 28,11% della massa complessiva del dispositivo. Questo è dovuto al fatto che il materiale che compone tutti gli elementi ottenuti per *FDM* è il *PLA* che presenta una massa volumica molto bassa, pari a $1,24 \text{ g/cm}^3$. La stima della massa è inoltre conservativa in quanto la tecnologia di *FDM* prevede un certo grado di riempimento per i pezzi costruiti, i pezzi realizzati sono quindi parzialmente cavi. Il valore di massa di alimentazione ed elettronica è stimato; il valore rispecchia però la massa che usualmente possiedono batterie e controllo montate su dispositivi analoghi. Più della metà della massa è costituita dall'azionamento (58,20%), cioè motori e riduttori. Analizzando le soluzioni [14] e [19] in bibliografia, si osserva come per gli altri dispositivi riabilitativi il peso dello stesso non è mai a carico del paziente; per questo motivo non vi sono informazioni circa la massa dei dispositivi.

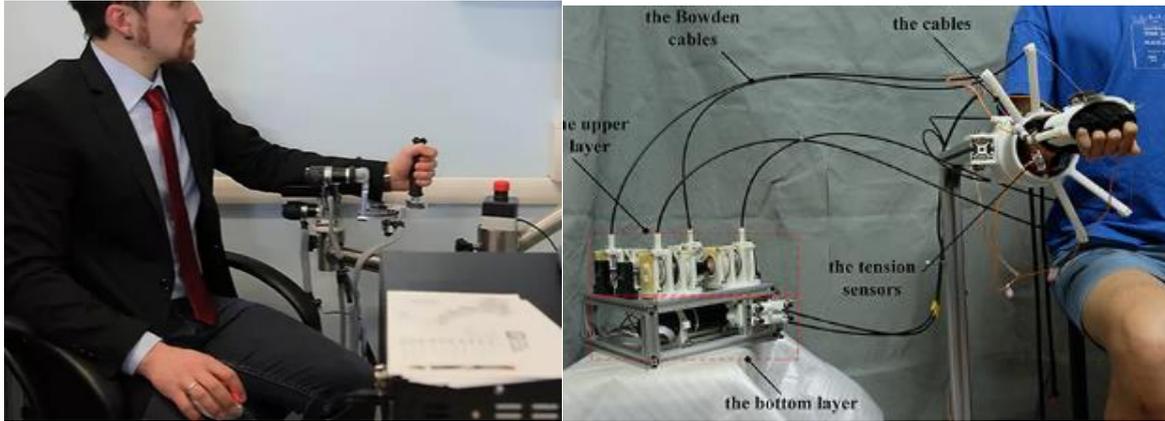


Figura 86. Dispositivi proposti dagli studi [19] a sinistra e [14] a destra

Nonostante non si possano fare confronti con dispositivi analoghi rispetto alla massa, è possibile concludere che il dispositivo progettato ha un valore di peso sicuramente tollerabile dal paziente lungo tutta la seduta di riabilitazione.

Il prototipo proposto da questo elaborato può, in futuro, essere integrato con differenti soluzioni che migliorino le già ottime performance dello stesso. Si segnalano di seguito alcune proposte di miglioramento:

- ampliare gli intervalli di movimento che il dispositivo è in grado di descrivere utilizzando più di quattro cavi
- prevedere un sistema di blocco della rotazione relativa tra telaio fisso e tutore
- spostare la rotaia adiacente alla piattaforma fissa verso il centro del polso, anche superando la piattaforma fissa stessa per migliorare la compattezza del dispositivo, mantenendo però l'attenzione su eventuali interferenze cavi - dispositivo

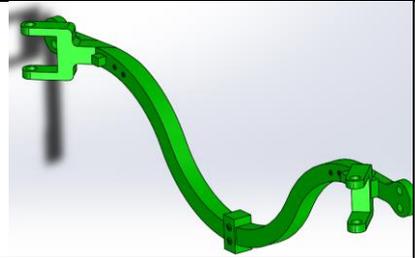
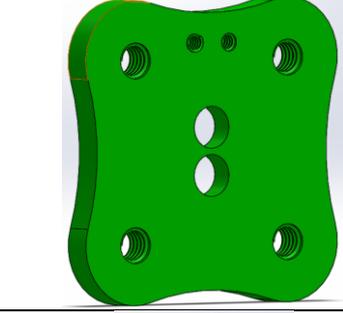
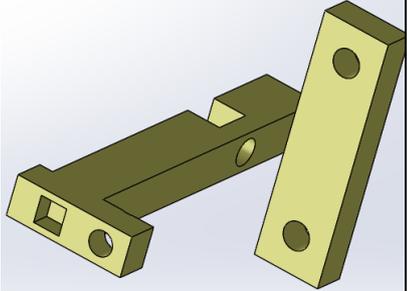
6. Bibliografia

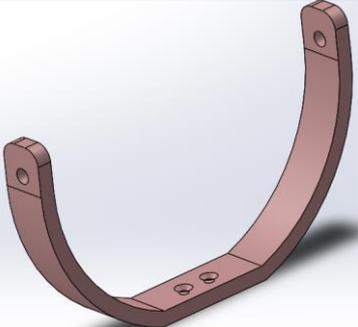
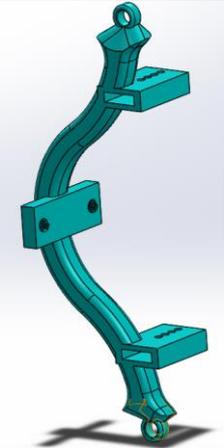
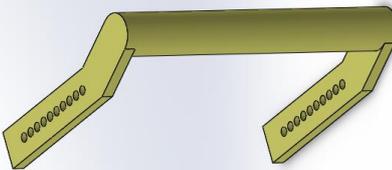
- [1] C. S. Crowe et al., “Global trends of hand and wrist trauma: a systematic analysis of fracture and digit amputation using the Global Burden of Disease 2017 Study,” *Injury Prevention*, vol. 26, no. Suppl 2, pp. i115–i124, Oct. 2020, doi: 10.1136/injuryprev-2019-043495.
- [2] G. A. Albanese et al., “Assessment of human wrist rigidity and pain in post-traumatic patients,” in *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Jun. 2019, pp. 89–94. doi: 10.1109/ICORR.2019.8779508.
- [3] G. Kwakkel, B. J. Kollen, and H. I. Krebs, “Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review,” *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 22, no. 2, pp. 111–121, Mar. 2008, doi: 10.1177/1545968307305457.
- [4] D. J. Reinkensmeyer, L. E. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B. D. Schmit, and W. Z. Rymer, “Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide.,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 6, pp. 653–662, Nov. 2014.
- [5] S. Hussain, P. K. Jamwal, P. Van Vliet, and M. H. Ghayesh, “State-of-the-Art Robotic Devices for Wrist Rehabilitation: Design and Control Aspects,” *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 50, no. 5, pp. 361–372, Oct. 2020, doi: 10.1109/THMS.2020.2976905.
- [6] M. B. Näf, K. Junius, M. Rossini, C. Rodriguez-Guerrero, B. Vanderborght, and D. Lefeber, “Misalignment Compensation for Full Human-Exoskeleton Kinematic Compatibility: State of the Art and Evaluation,” *Applied Mechanics Reviews*, vol. 70, no. 5, Feb. 2019, doi: 10.1115/1.4042523.
- [7] Y.-Y. Su, Y.-L. Yu, C.-H. Lin, and C.-C. Lan, “A compact wrist rehabilitation robot with accurate force/stiffness control and misalignment adaptation,” *Int J Intell Robot Appl*, vol. 3, no. 1, pp. 45–58, Mar. 2019, doi: 10.1007/s41315-019-00083-6.
- [8] Y.-C. Liu and Y. Takeda, “Kineto-Static Analysis of a Wrist Rehabilitation Robot with Compliance and Passive Joints for Joint Misalignment Compensation,” *Machines*, vol. 8, no. 2, Art. no. 2, Jun. 2020, doi: 10.3390/machines8020023.
- [9] Y.-C. Liu, K. Irube, and Y. Takeda, “Kineto-Static Analysis and Design Optimization of a 3-DOF Wrist Rehabilitation Parallel Robot with Consideration of the Effect of the Human Limb,” *Machines*, vol. 9, no. 12, Art. no. 12, Dec. 2021, doi: 10.3390/machines9120323.
- [10] M. A. Gull, S. Bai, and T. Bak, “A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons,” *Robotics*, vol. 9, no. 1, Art. no. 1, Mar. 2020, doi: 10.3390/robotics9010016.

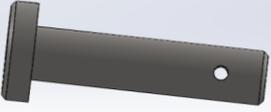
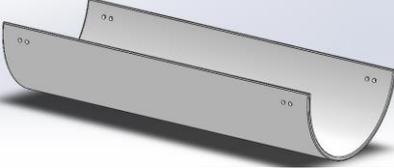
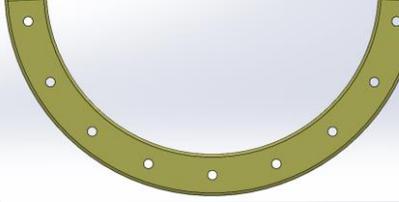
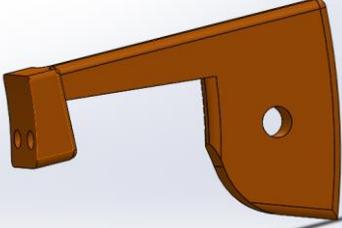
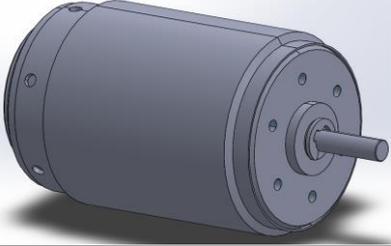
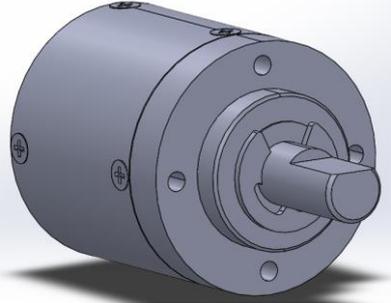
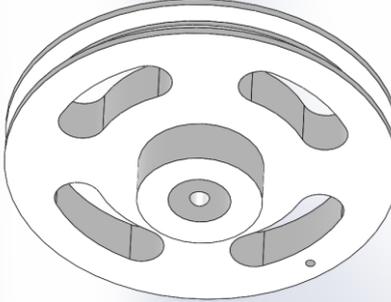
- [11] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System - Foundations for Rehabilitation*, 3rd ed. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [12] J. Ryu, W. P. Cooney, L. J. Askew, K.-N. An, and E. Y. S. Chao, "Functional ranges of motion of the wrist joint," *The Journal of Hand Surgery*, vol. 16, no. 3, pp. 409–419, May 1991, doi: 10.1016/0363-5023(91)90006-W.
- [13] Washington State Department of Social and Health Service, "Range of joint motion evaluation chart." 2014. [Online]. Available: <https://www.dshs.wa.gov/sites/default/files/forms/pdf/13-585a.pdf>
- [14] 'A cable driven 3-dof wrist rehabilitation Exoskeleton With Improved Performance' - Ke Shi, Aiguo Song, Ye Li, Huijun Li, Dapeng Chen and Lifeng Zhu
- [15] 'ADLs – Activities of daily living' - Neumann Donald A.
- [16] «Robotics-Modelling Planning and Control» Siciliano-Sciavicco
- [17] P. M. Kane, B. G. Vopat, C. Got, K. Mansuripur, and E. Akelman, "The Effect of Supination and Pronation on Wrist Range of Motion," *J Wrist Surg*, vol. 03, no. 3, pp. 187–191, Aug. 2014, doi: 10.1055/s-0034-1384749.
- [18] "Robot aided neurorehabilitation:a robot for wrist rehabilitation" – Krebs, Volpe, Williams
- [19] "Robot Aided Wrist Rehabilitation- wristBot1" developer Dr Leonardo Cappello

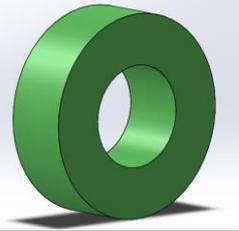
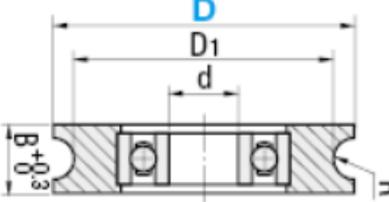
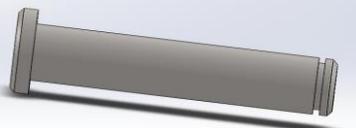
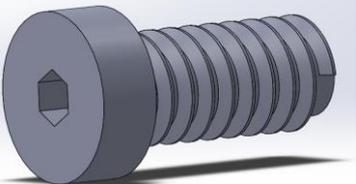
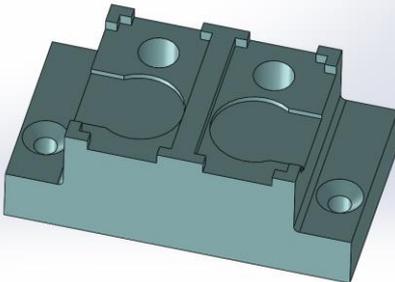
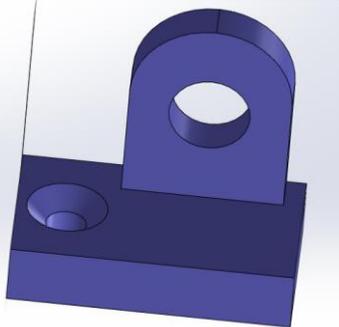
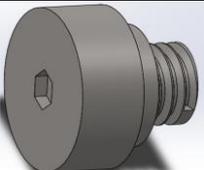
7. Allegati

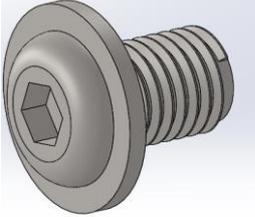
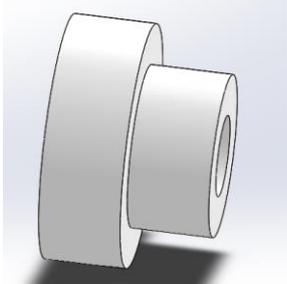
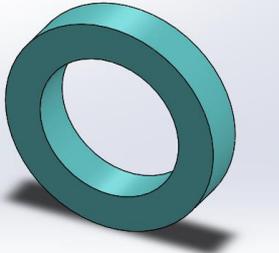
- Allegato A

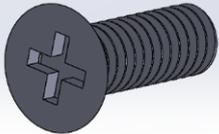
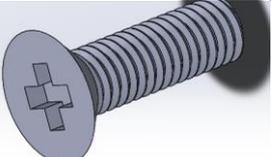
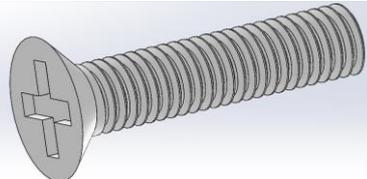
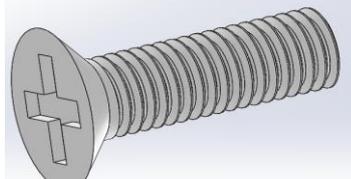
DISTINTA MATERIALI					
N.	NOME COMPONENTE	VISTA COMPONENTE	PRODUZIONE	Q	PESO SINGOLO
1.1	Piattaforma fissa		Stampante 3D	1	58,27 g
1.2	Supporto coppia rotoidale		Stampante 3D	2	13,37 g
1.3	Occhiello piattaforma mobile		Stampante 3D	2	0,16 g
1.4	Supporto sensori		Stampante 3D	2	5,39 g
1.5	Supporto motori		Stampante 3D	2	13,69 g

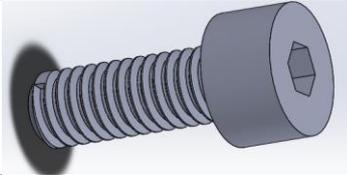
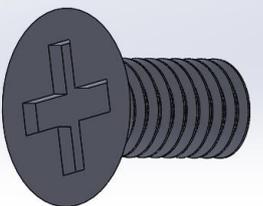
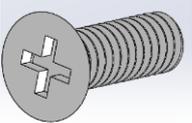
1.6	Elementi volventi_DH-16-B0.5		MISUMI	8	13,24 g
1.7	Telaio		Stampante 3D	1	17,95 g
1.8	Giunto telaio		Stampante 3D	1	19,70 g
2.1	Piattaforma mobile		Stampante 3D	1	32,64 g
2.2	Maniglia		Stampante 3D	1	28,41 g
2.3	Occhiello piattaforma fissa		Stampante 3D	2	0,11 g
2.4	Distanziale piattaforma mobile		Stampante 3D	1	7,66 g

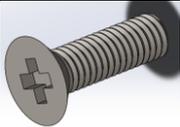
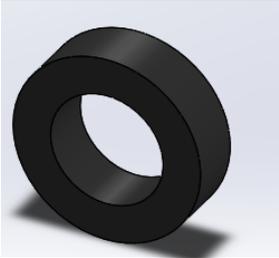
2.5	Perno_SHCMG_L10		MISUMI	2	0.98 g
2.6	guscio		Stampante 3D	1	52,92 g
2.7	Rotaia		Stampante 3D	2	7,24 g
2.8	Finecorsa PS		Stampante 3D	4	1,80 g
3.1	Motore_28LT12		PORTESCAP	4	135 g
3.2	Riduttore_R32-2R-0-574		PORTESCAP	4	205 g
3.3	Puleggia avvolgimento		Stampante 3D	4	10,85 g

3.4	Distanziale_WSJJ -D16-V8-T5		MISUMI	4	1,03 g
3.5	Puleggia_EUBS2 2		MISUMI	4	14,61 g
3.6	Perno_HCDG8- 30		MISUMI	2	7,96 g
3.7	Vite_SPE-M2-P		MISUMI	4	0,04 g
4.1	Sensore down		Stampante 3D	2	4,85 g
4.2	Sensore up		Stampante 3D	4	0,58 g
4.3	Puleggia_NTBG6 - 4		MISUMI	4	0,77 g
4.4	Sensore_FSR05		OHMITE	4	/

5.1	Sede cursore		Stampante 3D	4	10,14 g
5.2	Cursore tutore		Stampante 3D	2	3,62 g
5.3	Fascia		Amazon	4	/
5.4	Vite_BCBFB3-5		MISUMI	8	0,63 g
5.5	Perno_CLBDG5_15		MISUMI	2	5,29 g
5.6	Boccola_DJB5-10-10		MISUMI	2	1,25 g
5.7	Rondella_PACK_WSJJ-10-3		MISUMI	2	0,43 g
ELEMENTI ACCESSORI					
1	Vite SPE_M5x0.8_F_VA		MISUMI	2	0,25 g

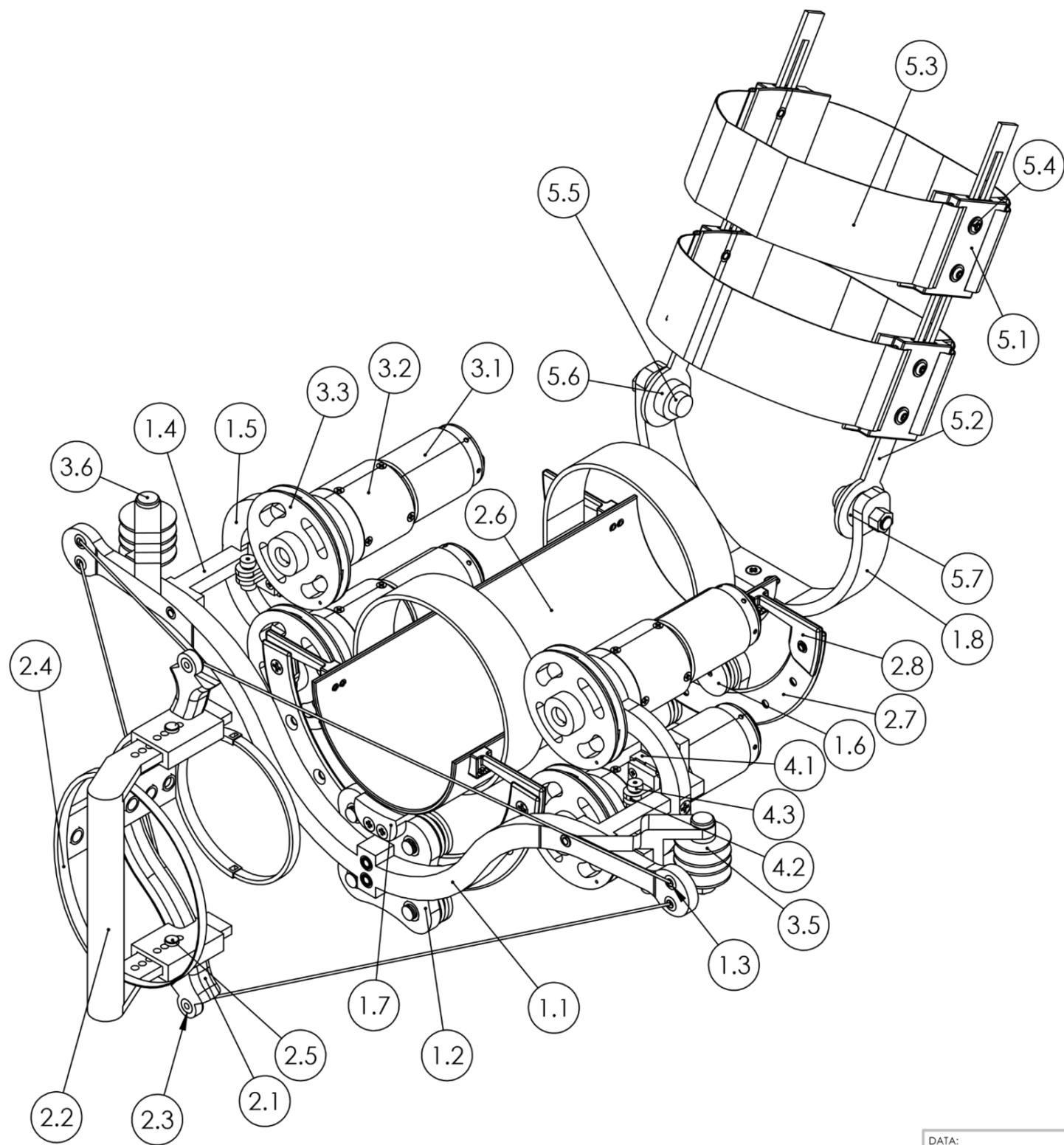
2	Inserto_SB50653 5CD		MISUMI	6	0,50 g
3	Vite_peek/FM- M2-L6		MISUMI	8	0,02g
4	Inserto_SB20302 0CD		MISUMI	8	0,09 g
5	Vite_SPE_M3x10 -F		MISUMI	6	0,09 g
6	Inserto_SB30453 0CD		MISUMI	2	0,34 g
7	Inserto_SB30454 0CD		MISUMI	4	0,37 g
8	Vite_peek/FH- M3-L15		MISUMI	2	0,12g
9	Inserto_SB30459 0CD		MISUMI	2	1,01 g
10	Vite_SPE-M3-F		MISUMI	2	0,1 g

11	Inserto_SB30453 0CD		MISUMI	2	0,34 g
12	Inserto_SB6003C D		MISUMI	8	1,32 g
13	Viti_SPE-M4x12- C-VA		MISUMI	2	0,32 g
14	Inserto_SB4006C D		MISUMI	2	1,90 g
15	Vite_peek/FH- M2-L6		MISUMI	4	0,05g
16	Inserto_304530C D		MISUMI	4	0,34 g
17	Inserto_SB30452 0CD		MISUMI	4	0,22 g
18	Vite_peek/FH- M2_L10		MISUMI	8	0,02 g

19	Inserto_SB20405 0CD		MISUMI	4	0,53 g
20	Inserto_SB20407 0CD		MISUMI	4	0,74 g
21	Viti_CSPCSZ_43 0-M3-10		MISUMI	8	0,54 g
22	Inserto_SB20304 0CD		MISUMI	4	0,18 g
23	Rondella_PACK- WSJM-D10-V6- T2		MISUMI	4	0,12 g
24	Rondella_PACK- WSJM-D10-V6- T3		MISUMI	2	0,17 g
25	Cavo		Amazon	4	/
26	Clip afferra cavi		Amazon	2	/
27	Inserto_SB30452 0CD		MISUMI	8	0,22 g

28	Batteria <i>SHENTE</i> C 800mAh Li-ion 9V		SHENTEC	4	30 g
----	---	---	---------	---	------

- **Allegato B:**



NUMERO ARTICOLO	NOME COMPONENTE	QUANTITÀ
1.1	Piattaforma fissa	1
1.2	Supporto coppia rotoidale	2
1.3	Occhiello piatt. fissa	2
1.4	Supporto sensori	2
1.5	Supporto motori	2
1.6	Elementi volventi DH16-B0.5	8
1.7	Telaio	1
1.8	Giunto telaio	1
2.1	Piattaforma mobile	1
2.2	Maniglia	1
2.3	Occhiello piatt. mobile	2
2.4	Distanziale piatt. mobile	1
2.5	ISO 2341-B-3x10	2
2.6	Guscio	1
2.7	Rotaia	2
2.8	Finecorsa PS	4
3.1	Motore 28LT12	4
3.2	Riduttore R32-2R-0-574	4
3.3	Puleggia di avvolgimento	4
3.4	Distanziale WSJJ-D16-V8-T5	4
3.5	Puleggia EUBS22	4
3.6	Perno HCDG8-30	2
3.7	ISO 4672-M2x5	4
4.1	Sensore down	2
4.2	Sensore up	4
4.3	Puleggia NTBG6-4	4
4.4	Sensore FSR05	4
5.1	Sede cursore	4
5.2	Sede tutore	2
5.3	Fascia	4
5.4	Vite BCDFB3-5	8
5.5	Perno CLBDG5-15	2
5.6	Boccola DJB5-10-10	2
5.7	Rondella PACK-WSJJ-10-3	2

DATA:	OTTOBRE 2022	TITOLO:	DISPOSITIVO A CAVI PER LA RIABILITAZIONE DEL POLSO	
NOME:	MATTIA VERUTTI			
MATERIALE:	PLA/componenti commerciali			
PESO:	2336,79 g	TIPO DI DISEGNO:	ASSIEME	
FIRMA:		SCALA:	1:2	FOGLIO 1 DI 1

8. Ringraziamenti